

Die Entwicklung der Totalendoprothese der Hüfte

Michael Kletter

1975

Aus der Orthopädischen Klinik der Universität München

Direktor: Professor Dr. med. A. N. Witt

DIE ENTWICKLUNG DER TOTALENDOPROTHESE DER HÜFTE

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde

in der gesamten Medizin

verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät

der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Michael Kletter

aus Wornfeld

1 9 7 5



Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. K. H. Täger

Mitberichterstatter: Prof. Dr. A. N. Witt

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 15. 7. 1975

Die Entwicklung der Totalendoprothese der Hüfte

Katharina gewidmet



Michael Kletter



Digitized by the Internet Archive
in 2026

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

1) Einleitung	1
2) Entwicklung der Totalendoprothese (TEP) der Hüfte	
- Frühe Modelle	2
- Charnley-Prothese	3
- Mc Kee-Prothese	6
3) Neuentwicklungen	11
4) Indikationen	18
5) Komplikationen	20
6) Ergebnisse	27
7) Knochenzement	37
8) Zusammenfassung	45
9) Verzeichnis der Abbildungen	46
10) Literaturverzeichnis	47

E I N L E I T U N G

Die Wiederherstellung der Beweglichkeit von versteiften oder schmerzhaften Hüftgelenken war schon immer Wunsch und Ziel der Orthopädie.

In der heutigen Zeit hat sich die Arthrosebehandlung zu einem besonders aktuellen Problem entwickelt. Die Ursachen dafür sind in der stetig wachsenden Lebenserwartung und in der Verlängerung der Aktivitätsphase des modernen Menschen zu sehen.

Über die plastischen Resektionen und die Arthrolysen sowie über die Interpositionsarthroplastiken hat die Entwicklung zur Alloarthroplastik geführt.

Versuche künstliche Gelenkflächen aus körperfremdem Material zu schaffen, sind schon seit der Mitte des vergangenen Jahrhunderts unternommen worden. Diese Bemühungen waren jedoch wegen unzureichender Festigkeit und Unverträglichkeit der verwendeten Materialien zum Scheitern verurteilt.

Bis mit der Metallegierung Vitallium ein zur Hüftplastik geeignetes Material gefunden war, sollte fast ein Jahrhundert vergehen. Dann jedoch verlief die Entwicklung auf diesem Gebiet sehr rasch : Nach der Muldenarthroplastik und der partiellen Hüftgelenksendoprothese steht seit etwa einem Jahrzehnt die Totalendoprothese (TEP) im Vordergrund des Interesses. Heute gilt der totale Ersatz des Hüftgelenks in vielen Kliniken bereits als Routineeingriff.

Über die zahlreichen Hindernisse, die bis dahin zu überwinden waren, sowie über die vielen Probleme, die noch zu lösen sein werden, soll die vorliegende Arbeit berichten.

ENTWICKLUNG DER TEP DER HÜFTE

a) Frühe Modelle

Die meist unbefriedigenden Spätresultate der Interpositionsarthroplastiken sowie das häufige Versagen der Substitutionsalloarthroplastiken haben zur Entwicklung der TEP der Hüfte geführt.

Das Grundprinzip des künstlichen Gelenkersatzes war schon vor nunmehr fast einem Jahrhundert entworfen worden: Im Jahre 1890 entwickelte Gluck eine Alloplastik, bei der Kopf und Pfanne aus Elfenbein bestanden, und die Verankerung der Implantate im Knochen durch einen Knochenzement geschah, der aus Kolophonium, Bimssteinpuder und Gips bestand. Verständlicherweise konnten diese Materialien bei weitem nicht den auftretenden Belastungen standhalten.

Die erste brauchbare TEP war erst 50 Jahre später entwickelt: Wiles (1938) hatte sie konstruiert und 1938 zum erstenmal implantiert. Die Pfanne wurde durch Schrauben am Becken fixiert, die Femurkomponente war durch einen Bolzen im Schenkelhals verankert. Beide Prothesenteile bestanden aus rostfreiem Stahl.

Wiles berichtete über einen beidseitig versorgten Fall mit befriedigender Funktion nach 13 Jahren. Diese Operation hat damals jedoch keine Verbreitung gefunden. Das lag zum einen am verwendeten Material, denn Stahl hat nur etwa 1/5 der statischen Belastbarkeit des menschlichen Schenkelhalses (Martz 1956). Zum anderen lag es an dem nicht gelösten Problem der Verankerung.

Ein entscheidendes Stadium erreichte die Entwicklung der Alloarthroplastik erst mit der Anwendung von Vitallium als Werkstoff. Smith-Peterson war es, der als erster diese Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung in der Hüftendoprothetik anwandte: Angeregt durch die Materialuntersuchungen von Venable und Stuck (1937) ließ er seine Kappenplastiken ab 1938 aus Vitallium herstellen. Seine eigenen ausgedehnten Untersuchungen sowie die Arbeiten von Smook und Gaillard (1939) erwiesen die hervorragende Eignung dieses Metalls für die Endoprothetik.

Die erste Ganzmetall-TEP aus Vitallium wurde 1939 von Urist entwickelt. Es standen verschiedene Pfannen- und Kopfgrößen zur Verfügung. Die Verankerung geschah auch bei dieser Prothese noch mittels Schrauben und Bolzen.

Nach der Einführung eines Metalls mit zufriedenstellenden Eigenschaften war eine weitere wesentliche Entwicklungsstufe erreicht, als 1939 Haboush zum erstenmal das selbsthärtende Methylmetacrylat (MMA) zur Verankerung einer Chrom-Kobalt-TEP verwendete.

Auch wenn Haboush die Möglichkeiten dieses Kunststoffes für die Hüftendoprothetik sehr früh erkannt hatte, so war es doch Charnley, der die klinische Anwendung des Acrylats systematisch erforschte. 1960 veröffentlichte er seine Ergebnisse in der wegweisenden Schrift: "Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur."

Da auch heute noch die Prothesenverankerung mit MMA durchaus nicht problemlos ist, soll ein späteres Kapitel über die Eigenschaften und Wirkungen dieses Werkstoffes gesondert berichten.

b) Charnley-Prothese

Charnley berichtete 1968, daß es die Mängel der früheren Arthroplastikmethoden waren, die ihn zur Entwicklung seiner "low friction arthroplasty" veranlaßten.

Bei der damals häufig ausgeführten Femurkopf-EP - besonders die Modelle von Moore und von Thompson fanden verbreitete Anwendung - war es üblich, das Acetabulum in situ zu belassen. Die in den meisten Fällen auftretenden Bewegungseinschränkungen infolge fibröser Ankylose und ektopischer Knochenneubildung waren auf eine Irritation des lebenden Knochengewebes durch das bewegte Implantat zurückzuführen. Diese Beobachtung mußte zur Entwicklung einer TEP führen, bei der die Bewegung zwischen den inerten Teilen des Implantats erfolgt.

Diese Forderung war bei den Ganzmetall-TEPn zwar erfüllt, dennoch konnten auch sie Charnley nicht befriedigen. So hatte sich als wesentlichste Komplikation dieser Systeme das Herausbrechen der Pfanne aus der Becken-

verankerung erwiesen. Aber auch die Fixierung der Femurkomponente war nicht befriedigend: Es traten Wackelbewegungen auf, die zum einen Schmerzen erzeugten, zum andern zur Nekrose der Auflagefläche im Schaft und damit zu Abbauerscheinungen der lateralen Femurkorticalis führten.

Aus der Analyse dieser Mängel ergab sich für Charnley die Zielrichtung seiner Arbeiten:

- Verringerung der statischen Druckbelastung des Knochens durch bessere Fixierung.
- Reduzierung der mechanischen Beanspruchung der Prothesenteile.

Das erste Ziel wurde erreicht durch die Einzementierung mit MMA. Bei der Verwendung dieses Kunststoffes konnte sich Charnley auf die Arbeiten von Kiaer (1951) sowie Wiltse und Hall (1955) stützen, die tierexperimentelle Versuche zur Verwendung von MMA durchgeführt hatten.

Charnley (1964) konnte bei 48 autopsisch untersuchten Hüftgelenksplastiken 1-4 Jahre postoperativ nachweisen, daß sie stabil verankert geblieben waren. Durch die vergrößerte Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen werden die auf den Knochen einwirkenden Druck- und Scherkräfte um das 30fache vermindert (Huggler 1968).

So konnte Charnley das Problem der Prothesenverankerung als gelöst ansehen.

Das zweite Ziel, die Reduzierung der mechanischen Beanspruchung der Prothesenteile, erreichte Charnley durch die Verwendung einer Kunststoffpfanne. Dem waren vergleichende Untersuchungen (1960) über die Reibungsverhältnisse der großen menschlichen Gelenke und der damals üblichen Totalplastiken vorausgegangen. Dabei hatte sich als Nachteil der Ganzmetall-EP der hohe Elastizitätsmodul des Vitallium erwiesen, der zu starken Druckspannungen und gelegentlich zu kurzdauernden Gelenkblockierungen mit der Gefahr des Herausbrechens der Prothese führen kann.

Charnley wählte als Material für die Pfanne zunächst Teflon (Polytetrafluoräthylen), da dessen Gleitfähigkeit der des Knorpels am nächsten kommt. Teflon war schon seit Jahren aus der Gefäßchirurgie bekannt; es hatte sich als gewebefreundlich und chemisch inert erwiesen. Es hat "selbstschmierende" Eigenschaften, welche sich in einem sehr niedrigen Reibungskoeffizienten



Abb.1 : Modell der Charnley
-Prothese.

Der Kopf der Femurkomponente hat einen Durchmesser von 22 mm. Das verwendete Material ist eine Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung, die unter dem Namen "Vitallium" breiteste Anwendung in der Hüftendoprothetik gefunden hat. Für die Pfanne wird hochmolekulares Niederdruckpolyäthylen verwendet.

Abb.2 : Die implantierte Charnley-Prothese.

Die Implantation der hier abgebildeten Prothese wurde von Charnley selbst vorgenommen. Um das Eindringen von Zement ins Becken zu verhindern, wurde medial der Pfanne eine kleine Schutzkappe eingebracht. Die Fixation des Trochanters ist mit einer Charnley-Feder durchgeführt worden.



von nahezu $\mu = 0,04$ manifestieren (Knorpel: $\mu = 0,01$). (Huggler 1968).

Wenn sich diese Kombination von Metall und Kunststoff im Hinblick auf die Reibungsverhältnisse schon als außerordentlich günstig erwies, so konnte Charnley durch die Verkleinerung des Prothesenkopfes auf 22 mm Durchmesser eine weitere Verminderung der Reibung erreichen.

Dem Vorteil des geringeren Reibungswiderstandes stand jedoch der Nachteil des wesentlich erhöhten Flächenpreßdruckes entgegen. Ruckelshausen (1964) berechnete ihn auf 95 kg/cm^2 für ein 90 kg schweres Individuum in der Standbeinperiode des Gehaktes.

Diesen Belastungen konnte Teflon nicht standhalten. Neben dem Phänomen des "creeping" und des "cold flow", das schon nach einem Jahr zur röntgenologisch nachweisbaren Vertiefung und Verbreiterung der Pfanne führte (Weber 1962), waren Fremdkörperreaktionen die Folge des mit dem "cold flow" verbundenen Abriebs.

In dem hochmolekularen Niederdruckpolyäthylen fand Charnley 1963 einen Werkstoff, der den hohen Druckbelastungen erheblich besser standzuhalten vermag. Da die Reibungsverhältnisse praktisch ebenso günstig sind wie die des Teflon (Charnley 1963), die Abriebfestigkeit jedoch erheblich höher ist, bietet Polyäthylen hervorragende Voraussetzungen für eine lange Lebensdauer der TEP.

c) Mc Kee-Prothese

Seit 1940 hatte sich Mc Kee mit der Entwicklung einer Ganzmetall-TEP beschäftigt (Mc Kee 1968). 1951 versorgte er die ersten drei Patienten mit seinem Modell: Die Pfanne war mit einer groben Schraube im Ileum fixiert, die Kopfkomponeute endete distal in einer Platte, die mit 3 Schrauben am Femur fixiert wurde. Zwei dieser Prothesen waren aus rostfreiem Stahl konstruiert, sie zerbrachen in weniger als einem Jahr. Die dritte Prothese aus Vitallium bewährte sich drei Jahre lang, bis sie ebenfalls brach.

Ab 1953 verwendete Mc Kee eine Thompson-Femur-EP, deren Kopfdurchmesser er allerdings verkleinern mußte, weil die eingeschraubte Pfanne

aus Platzgründen möglichst klein gehalten werden mußte. Dieses Modell wurde von 1956-60 in 40 Fällen mit einer Erfolgsrate von 54 % angewandt.

Eine wesentlich höhere Erfolgsrate, nämlich 94 %, konnten Mc Kee und sein Mitarbeiter Watson-Farrar verzeichnen, nachdem sie ab 1960 zu der von Charnley propagierten Einzementierung ihrer Prothesen übergegangen waren. Als zusätzliche Fixationsmaßnahme brachte Mc Kee oberhalb des Pfannendaches zwei herausragende Schrauben an, um die der Zement herumgegossen wird.

Der Kopfdurchmesser der Femurkomponente konnte bei der Anwendung von Zement wieder auf das Maß der Standart-Thompson-Prothese vergrößert werden, weil diese Methode eine tiefe Versenkung der Pfanne in das Acetabulum erlaubte. 1962 war die endgültige Form der Mc Kee-Watson-Farrar-TEP erreicht, die noch heute unverändert angewendet wird.

Diese Prothese hat einen wesentlichen Vorteil: Sie ist eine sehr robuste Konstruktion, die allen statischen Belastungen des Hüftgelenks standhalten kann. Das Problematische daran ist jedoch, daß zwei Metallteile direkt aufeinander laufen. Damit steht und fällt ihre Funktionstüchtigkeit mit den Schmiermöglichkeiten (Huggler 1968). Bei mangelhafter Schmierung entsteht erheblicher Abrieb, dadurch kommt es zu Inkongruenzerscheinungen zwischen den Gelenkkörpern, die wiederum den Lauf des Gelenkes beeinflussen.

Nun hat die klinische Erfahrung jedoch gezeigt, daß die Schmierung tatsächlich von Gewebsflüssigkeit besorgt wird (Charnley 1968). Günstige Bedingungen dazu bietet sicher der relativ große Durchmesser (49 mm) des Hüftkopfes, der die Verteilung des Körpergewichtes auf eine große Belastungsfläche ermöglicht, was eine geringe Belastung pro Flächeneinheit Flüssigkeitsfilm bedeutet. Dem Einwand, daß große Kontaktflächen gleichbedeutend mit großem Reibungswiderstand sind, begegnet Mc Kee mit der Feststellung, daß eine gute Beweglichkeit bei einer Arthroplastik weniger wichtig sei als die Stabilität (Mc Kee 1966). Tatsächlich stimmt diese Überlegung mit den anatomischen Gegebenheiten im Hüftgelenk überein: Beim Gehen sind die Exkursionen im Hüftgelenk klein (Flexion = $30-40^{\circ}$), beim Sitzen werden sie größer. Dabei ist aber das Gelenk einer

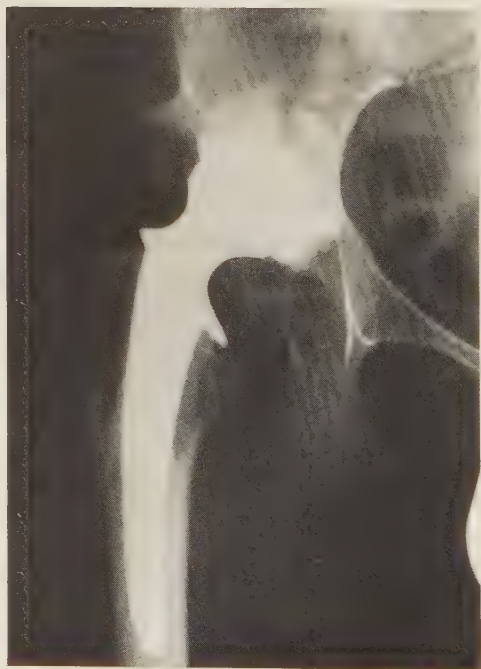


Abb.3 : Modell der Mc Kee-Farrar-Prothese.

Beide Prothesenkomponenten sind aus Metall gefertigt. Während Mc Kee und Watson-Farrar ihr Modell anfangs mit fester Halslänge und einem Kopfdurchmesser von 49 mm herstellen ließen, steht heute ein Sortiment von Typen mit unterschiedlichen Halslängen und verschiedenen Kopfdurchmessern zur Verfügung.

Abb.4 : Die implantierte Mc Kee-Farrar-Prothese.

Die Pfannenaußenfläche soll durch ihre Profilgestaltung festen Halt im Knochenzement gewährleisten. Die breite zirkuläre Schulter, die den Schaft vom Hals trennt, soll - besonders in Valgusstellung - eine gute Abstützung auf dem Femur bewirken.



bedeutend geringeren Beanspruchung ausgesetzt, sodaß die Reibungsverhältnisse wiederum weniger ins Gewicht fallen (Huggler 1968).

Mc Kee ist der Überzeugung, daß die technisch perfekt hergestellte Ganzmetall-TEP keinen Anlaß zu Funktionsstörungen geben kann. Aufgetretene Fehler führt er auf mangelnde Eipassung der beiden Prothesenteile zurück (1968). So läßt er ab 1966 die Komponenten seiner Prothesen jeweils paarweise auf exakte Kongruenz einstellen und zum Schutz vor Verwechslung mit korrespondierenden Nummern versehen.

Allerdings stellte Witt noch 1970 fest, daß die Oberflächenbearbeitung der artikulierenden Prothesenteile nicht sorgfältig genug erfolgt. Von ihm durchgeführte Sphärizitätsmessungen ergaben, daß sich zwischen Kopf und Pfanne von noch nicht implantierten Ganzmetall-EPn Abweichungen in der Größenordnung von $\pm 1/10$ mm zeigen.

In Untersuchungen von Ungethüm et al. (1972) wurden diese Fabrikationsmängel bestätigt. Ein Sphärizitätsvergleich derselben Prothesenmodelle von 4 verschiedenen Herstellern zeigt folgendes Ergebnis:

Hersteller "1" : Den Anforderungen nicht entsprechend

Hersteller "2" : Den Anforderungen nicht entsprechend

Hersteller "3" : Sehr gut bis gut

Hersteller "4" : Gut

Als Toleranzgrenze für Unrundheit wurde gemäß den Anforderungen des Präzisionsmaschinenbaus eine maximale Abweichung von 5μ m zugrunde gelegt.

Die Untersuchung macht deutlich, daß es der technische Stand heute ermöglicht, die Formgenauigkeit zu optimieren und damit diesen Einfluß auf Reibung und Verschleiß zu reduzieren.

Von Hessert (1971) durchgeführte Oberflächenuntersuchungen an den artikulierenden Metallflächen führen zu einer positiven Beurteilung der Mc Kee-Farrar-TEP. Er untersuchte interferenzmikroskopisch die Schliffspuren an zwei wegen Infektion entfernten Prothesen. An einer 12 Monate lang beanspruchten Prothese stellte er Schliffspuren von 270 nm Tiefe fest. Vergleichende Untersuchungen an fabrikneuen Modellen ergaben Polierspuren bis maximal 135 nm. Die durch einjährige Abriebbeanspruchung ent-

standenen Veränderungen bezeichnet Hessert als gering. Seine Untersuchungen lassen ihn vermuten, daß sich die Mc Kee-Farrar-TEP auch zukünftig bewähren wird.

NEUENTWICKLUNGEN

Ausgehend von den Prototypen der TEP nach Charnley bzw. Mc Kee-Farrar sind neue Prothesenmodelle entwickelt worden, von denen im folgenden diejenigen vorgestellt werden, die in deutschen Kliniken Verwendung finden.

Seit 1965/66 gelangt eine von Müller unter Mitarbeit von Huggler entwickelte Ganzmetall-EP zur Anwendung. Sie besteht aus Protasul, einer dem Vitallium ähnlichen Chrom-Kobalt-Legierung, das durch kleinere Korngröße eine geringere Abnutzung und eine höhere Bruchfestigkeit aufweisen soll. Die Pfanne dieser Prothese ist mit 3 Kunststoffgleitlagern aus Delrin (Polypropylen) versehen.

Müller beabsichtigte, in seinem Modell die große Stabilität einer Ganzmetallkonstruktion mit den Vorteilen einer Metall-Kunststoff-Artikulation zu verbinden. Außer der stark reduzierten Reibung verspricht er sich von dieser Bauart einen Pumpeffekt, der eine Selbstschmierung ermöglichen soll. Falls die Kunststofflager abnutzen, soll die exakt auf den Endoprothesenkopf eingelappte Pfannenoberfläche als Lager dienen.

Die Verwendung der Kunststoffgleitlager-Prothese wurde jedoch schon im Jahr 1968 wieder aufgegeben, weil es zu einer sehr raschen Abnutzung des Kunststoffs kam. Damit sah Müller seine Absicht vereitelt, die frühzeitige Pfannenlockerung als Nachteil der Ganzmetallprothese zu verhindern (Müller 1974, persönliche Mitteilung).

Buchholz entwickelte sein Modell "St. Georg", das er als Weiterentwicklung der Charnley-Prothese versteht.

Zwischen dem Kopfteil aus Vitallium und der Pfanne aus Polyäthylen besteht eine Durchmesserendifferenz von 1 - 1,5 mm. Diese Inkongruenz bewirkt nach Buchholz (1968):

— Einen verminderten Abrieb: Da der Kopfteil nur in der Belastungszone Wandberührung hat, ist das Abriebvolumen gegenüber Prothesen mit

genau eingepaßtem Kopf vermindert.

— Eine Abpufferung bei Fehlbelastung: Kommt es z.B. zu einem Stoß von lateral, so bremst die Gewebsflüssigkeit die Wucht des Stoßes ab.

— Eine zuverlässige Selbstschmierung, da die Gewebsflüssigkeit an jeden Punkt der Pfanne gelangen kann.

Eine weitere Besonderheit des Modells "St. Georg" ist eine Ausbuchtung im ventralen und medialen Rand der Pfanne. Dadurch sollen Irritationen der Psoassehne und des N. femoralis vermieden werden.

Seit 1961 arbeitete Weber an der Entwicklung seiner Rotations-TEP.

Da das künstliche Hüftgelenk wie jede Maschine dem Verschleiß unterworfen ist, muß es über kurz oder lang ausgewechselt werden. Die dazu notwendige Operation ist durch das Ausmeißeln von Pfanne oder Schaftprothese mit erheblichem Aufwand verbunden. Zudem stellt sie infolge Schädigung des tragenden Knochens und vermehrter Infektionsgefahr ein erhöhtes Risiko für den Patienten dar.

Von dieser Überlegung ausgehend, konstruierte Weber eine 3-teilige prothese, bestehend aus:

- metallischer Pfanne
- Femurkopf aus plastischem Material
- Femurprothese aus Metall

Die Vorteile, die der Prothesenaufbau aus 3 Teilen verspricht, faßt Hessert (1973) zusammen:

1. Leichtere Austauschbarkeit des Kunststoffkopfes, der als Verschleißteil bezeichnet werden kann, im Falle seiner Abnutzung.
2. Verminderung der Abriebbeanspruchung durch Zerlegung der Gelenkfunktion in 2 getrennte Gleiträume, wobei jeweils verschiedene Werkstoffe miteinander artikulieren.
3. Günstige Verteilung der Abriebbeanspruchung und der plastischen Verformung durch eine intra vitam mögliche Kopfrotation.

Auch als Fraktur-TEP bietet sich dieser Typ an: Die bei Schenkelhalsfrakturen typischerweise kaum vorhandenen arthrotischen Pfannenveränderungen erlauben einen Ersatz lediglich von Kopf und Hals. Treten dann doch Abnutzungserscheinungen an der verbliebenen Pfanne oder am Kunststoffkopf

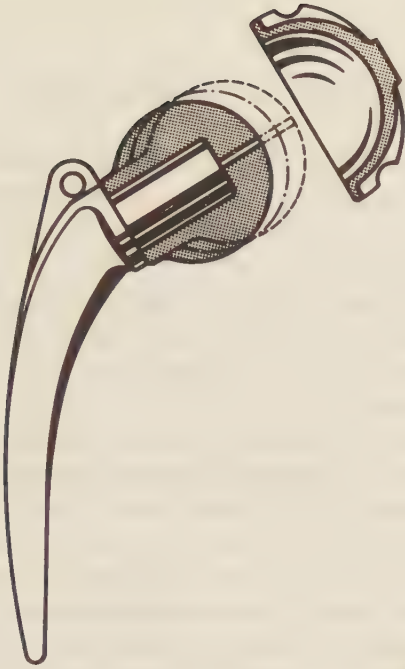


Abb.5 : Skizze der Rotations-TEP nach Weber-Huggler.

Aus der Abbildung wird die Variabilität deutlich, die dieses Modell bietet: Es stehen zwei Pfannengrößen zur Verfügung. Für jede Dimension gibt es Köpfe mit drei verschiedenen Halslängen in Stufen von 5 mm.

Abb.6 : Die implantierte Rotationsendoprothese nach Weber-Huggler.

Die Femurkomponente weist eine Öse zum kontrollierten Richten und Einschlagen auf. Falls nötig wird dadurch auch das Ausschlagen erleichtert. Ein röntgenfähiger Metalldraht auf der Pfanne erlaubt eine postoperative Bestimmung der Pfannenposition.



auf, so kann unter Belastung des Schaftanteils das Hüftgelenk totalendoprotetisch ersetzt werden (Weber 1970).

1963 wurde die erste derartige Prothese mit einer Teflonkugel hergestellt. Auf die klinische Erprobung wurde allerdings verzichtet, nachdem sich die mangelnde Belastbarkeit dieses Kunststoffes bei der Charnley-Prothese erwiesen hatte.

Wie Weber so arbeitete damals auch schon Huggler an einer Rotationsendoprothese. Er hatte ein Modell mit Kugellagern ins Auge gefaßt, mußte aber einsehen, daß die Konstruktion technisch nicht durchführbar war (Huggler 1974, persönliche Mitteilung).

Ab 1967 entwickelten Weber und Huggler gemeinsam eine Rotations-TEP mit Kopf aus Polykohlensäureester, dessen Gewebefreundlichkeit erwiesen wurde und dessen Verschleißigenschaften als besonders günstig beurteilt werden.

Je nach den anatomischen Verhältnissen stehen 2 Pfannengrößen zur Verfügung: 37 und 42 mm Durchmesser. Für beide Dimensionen liegen Köpfe mit 3 verschiedenen Halslängen in Stufen von 5 mm vor. Als Ersatzköpfe nach Schenkelhalsfrakturen sind Kunststoffköpfe in 2mm-Stufen bis Kopfdurchmesser 56 mm mit je 2 verschiedenen Halslängen verfügbar.

Als Rotationszylinder für die Köpfe dient eine Universalfemurprothese.

Durch diese Vereinheitlichung des Prothesenmaterials ist ein erster Schritt zum Ersatzteillager der Gelenkplastiken getan (Witt 1968).

Durch eine minimale radiale Inkongruenz zwischen Kopf und Rotationszylinder einerseits und zwischen Kopf und Pfanne andererseits ("loose fitting"), sowie durch eine axiale Bohrung im Scheitel des Femurkopfes kann Körperflüssigkeit in beiden Gleiträumen zirkulieren.

Weber und Huggler versprechen sich davon einen hydraulischen Stoßdämpfungseffekt, der unter den wechselnden Druckverhältnissen beim Gehen wirksam wird.

Von April 1968 bis August 1969 implantierte Weber 211 Rotations-EP. Als vorläufiges Ergebnis gibt er an (1970):

— 1 Fall einer Lockerung 3 Monate p.o. mit Wackelbewegungen der Pfanne.

— 1 Fall eines Kopfbruchs 7 Monate p.o.. Die technologische Untersuchung erweist eindeutig einen Materialfehler des Rohlings, der wegen

ungenügender Testung nicht festgestellt worden war.

— 1 Fall eines Infektes. Alle anderen Fälle waren komplikationslos verlaufen. Es bestand völlige Schmerzfreiheit, stock- und hinkfreie Gehfähigkeit und gute Beweglichkeit.

1970 veröffentlichte Hessert Untersuchungen über die Rotationsvorgänge der Weber-Huggler-Prothese. Er hatte einer Patientin eine solche Prothese implantiert und den Prothesenkopf am Halsteil bei 0 und 120° mit 2 Schrauben markiert. Sechs Wochen nach der Operation untersuchte er das Gelenk röntgenkinematographisch und erhielt folgende Ergebnisse:

- 1) Der Kopf rotiert im oberen Gelenkbereich nach ventral, im unteren nach dorsal. Gegenläufige Drehungen sind nicht vorhanden.
- 2) Bei geringer oder keiner Belastung (Bewegung in Rückenlage) treten die Bewegungen vorzugsweise im lateralen Zylindergelenk auf, bei zunehmender Belastung nur noch im Kopf-Pfannengelenk.
- 3) Die Drehbewegungen des Kopfes erfolgen sehr regelmäßig.
- 4) Eine vollständige Rotation erfolgt im Durchschnitt nach 13 Schritten des betroffenen Gelenkes.

Aus diesen Beobachtungen schließt Hessert für den Bewegungsablauf:

- In der Schwungphase erfolgt die Drehbewegung ausschließlich im zylindrischen Gelenk zwischen Schenkelhalszapfen und Kopf.
- In der Belastungsphase erhöht sich der Reibungswiderstand im lateralen Zylindergelenk im Sinne einer Klemmwirkung. Der Kopf wird um den Bewegungsgrad des belasteten Beines gleichsinnig in der Pfanne weitergedreht.

Spätere röntgenkinematographische Nachuntersuchungen erwiesen (Hessert et al. 1973), daß die regelmäßige Kopfrotation nur von begrenzter Dauer ist. Spätestens 2 Jahre nach der Implantation werden die regelmäßigen Positionänderungen des künstlichen Hüftkopfes in bezug auf seine Rotationsachse von eher zufälligen abgelöst. Doch ließ sich an Hand der Messung vorgefundener Kopfverformungen nachweisen, daß auch bei ungleichmäßiger Rotation die mechanische Beanspruchung noch immer gleichmäßig auf den gesamten Kopfumfang verteilt wird.

Neben der Überwiegend positiven Beurteilung der Rotations-TEP findet sich in der Literatur jedoch auch negative Kritik.

Weigert et al. (1973) weisen auf ein Komplikationsmoment hin, das in der dreiteiligen Bauweise begründet ist: Die Frühluxation des Kunststoffkopfes kann zu erheblichen Schwierigkeiten führen. Während bei einer herkömmlichen TEP die geschlossene Reposition meist mühelos gelingt, ist dies bei der Weber-Huggler-Prothese nicht immer möglich. Das mobile, röntgenkontrastarme Kopf-Interpositum kann frei in die Weichteile luxieren, so daß offen reponiert werden muß.

Nachdem die Weber-Huggler-Prothese seit 1973 auch mit Metallkopf angeboten wird, ist das Wiederauffinden unter dem Bildwandler kein Problem mehr. Doch bleibt nach Weigerts Meinung die Schwierigkeit bestehen, den Kopfteil auf den Hals aufzufädeln.

Als ein Vorläufer der Rotations-TEP sei noch die Rotations-Teilprothese nach Christiansen (1968) erwähnt, die seit 1965 verwendet wird. Es handelt sich um eine Femurkopf-TEP mit auswechselbaren Polyäthylenköpfen in verschiedenen Größen.

Ramstadt untersuchte (1969) -ebenfalls mit Metallmarkierungen- die Positionsänderungen des Kopfes um den Metallzylinder der Femurkomponente. Es erwies sich, daß der Kopf bei Beugebewegungen zwischen 0 und 100° immer in gleicher Position zur Pfanne blieb, was eine Einschränkung der Reibung zwischen Kopf und Pfanne auf die Belastungsphase des Gehaktes bedeutet.

Eine kurze Erwähnung soll hier auch die amerikanische TEP nach Ring (1968) finden, die in Europa nicht verwendet wird. Es handelt sich um ein Ganzmetall-System ohne Verwendung von Knochenzement. Der Schaftteil ist eine modifizierte Moore-Prothese, die Pfanne wird mittels einer langen zentralen Schraube am Becken fixiert.

Die Entwicklung dieser Prothese, deren Anwendung heute auch in den USA rückläufig ist, war durch die bis vor kurzem ablehnende Beurteilung des Poly-MMA durch die Food and Drug Administration (FDA) erzwungen worden.

Als Beispiel dafür, daß die Entwicklung der Hüftgelenkendoprothetik ständig weitergeht, sei zum Abschluß dieses Kapitels die auswechselbare Hüftgelenksprothese nach Hartmann (1971) erwähnt. Das Prinzip des "Ersatzteillagers", das mit der Weber-Prothese zum erstenmal verwirklicht worden war, ist von Hartmann aufgegriffen worden.

Bei seinem Modell ist das auswechselbare Teilstück des Gelenks eine sogenannte Innenpfanne aus Polyäthylen. Sie wird in eine fest einzementierte Metall-Außenpfanne eingelegt. Ihre Innenfläche artikuliert mit dem exakt eingepaßten Femurkopf aus Vitallium. Ihre Außenfläche rastet mit einem Profil in entsprechende Aussparungen der Trägerpfanne ein. Dadurch wird ein dreh- und kippsicherer Halt gewährleistet.

Ergebnisse über diese Neuentwicklung liegen noch nicht vor.

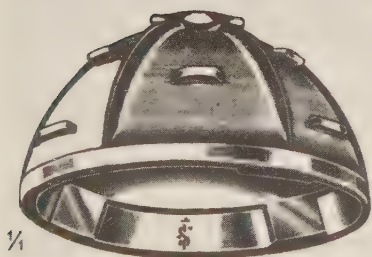
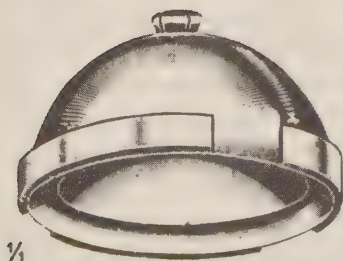


Abb.7 : Modell der Hüftgelenkspfanne nach Hartmann.

Die Innenpfanne aus Polyäthylen rastet mit einem Profil in entsprechende Aussparungen der Metall-Außenpfanne ein.



INDIKATIONEN

Charnley stellte 1968 die Prognose, daß die Totalendoprothese eines Tages alle anderen nach dem frühen Erwachsenenalter durchzuführende Hüftgelenkoperationen ersetzen könne.

Auch wenn dieser Tag noch nicht gekommen ist, zeigt doch das Studium der einschlägigen Literatur eindeutig, daß das Anwendungsgebiet der totalen EP heute alle Erkrankungen und Verletzungsfolgen des Hüftgelenks umfaßt, bei denen man mit gelenkerhaltenden Behandlungsmethoden nicht zu einem befriedigenden Ziel kommen kann.

Jedoch gilt nach wie vor die Grundregel, daß nach Möglichkeit nicht vor dem 60. Lebensjahr operiert werden soll (Charnley, Huggler, u.a.), auch wenn Ausnahmen zu dieser Regel infolge technischer Verbesserungen an den Prothesen zunehmend großzügig angewandt werden (Hessert et al. 1972). Besonders seit Vorliegen der Rotations-TEP von Weber zeichnet sich diese Entwicklung ab.

Unter keinen Umständen darf diese Operation jedoch am wachsenden Skelett erfolgen.

Die Hauptindikation stellt die schwere, schmerzhaft Coxarthrose alter Menschen dar, das sogenannte Malum coxae senile. Nach Implantation der Prothese wirkt sich bei alten Patienten als besonders günstig aus, daß bereits vom ersten postoperativen Tag an krankengymnastisch behandelt werden kann und in der Regel nach einer Woche mit Gehübungen begonnen wird. Eine lange Liegezeit, die für alte Menschen immer ungünstig ist, wird vermieden.

Im folgenden werden die Hüftgelenkserkrankungen aufgezeigt, bei denen heute auch bei jüngeren Menschen unter dem oben genannten Vorbehalt die Implantation einer TEP indiziert ist (Charnley, Huggler, Witt, Exner, Hessert u.a.):

1) Primär chronische Polyarthrit (PCP) mit bilateraler oder unilateraler Hüftbeteiligung. Die bei schweren Formen der PCP immer

bestehende Osteoporose ist keine Gegenindikation (Buchholz).

2) Morbus Bechterew. Da bei dieser Krankheit fast immer beide Hüftgelenke betroffen sind, bietet nur die Alloarthroplastik gute Erfolgsaussichten.

3) Schwere uni- oder bilaterale Koxarthrosen. Diese Indikation gilt, allein durch den Charakter der Krankheit, im wesentlichen bei älteren Patienten.

4) Posttraumatische Veränderungen am Schenkelkopf und an der Pfanne, die zu einer sekundär eintretenden Zerstörung des Gelenkes oder Pseudarthrose geführt haben, sind ein weiteres Anwendungsgebiet für das künstliche Hüftgelenk. Buchholz (1969) sieht für diese Fälle die TEP als Regeloperation an.

An weiteren Indikationen ist der Literatur zu entnehmen:

- Beidseitige Hüftgelenksankylose nach unspezifischer Coxitis.
- Zentrale Hüftluxation.
- Beidseitige idiopathische Kopfnekrose.
- Tumoren.
- Schmerzhafte Pfannenabnutzung nach partieller Alloarthroplastik.
- Angeborene Pfannendysplasie.

K O M P L I K A T I O N E N

Frühere Komplikationen, die im wesentlichen aus der unzureichenden Verankerung und der Materialwahl resultierten, sollen hier nur kurz erwähnt werden, da an anderer Stelle ausführlich darüber berichtet wurde:

- Lockerung der mit Schrauben oder Bolzen fixierten Prothesenteile.
- Ermüdungsbrüche der Femur-EP aus rostfreiem Stahl.
- Verformung und Verschleiß der Teflonpfanne.

In ebenso kurzer Form sollen die intraoperativen Komplikationen erwähnt werden, weil ihre ausführliche Beschreibung ein Eingehen auf die verschiedenen Operationstechniken voraussetzen würde. Das jedoch würde über das Thema dieser Arbeit hinausgehen.

Zu nennen sind (Charnley, Mc Kee, Ring, Witt, Hessert, Buchholz, Safi, Schreiber, Huggler, Müller, u.a.):

- Perforation des Femurschaftes
- Intraoperative Femurfraktur
- Perforation des Pfannenbodens
- Hämorrhagien
- Nervenverletzungen

Nach Einführung des MMA und nach Verwendung von Vitallium und hochfesten Kunststoffen –also etwa seit dem Jahre 1964– erweisen sich folgende Komplikationen als wesentlich:

1) Luxation der Femur-EP.

Die Luxation ist eine typische Frühkomplikation (Boitzky et al. 1969). Tritt sie in den ersten Stunden und Tagen nach der Operation auf, so gilt sie als bedeutungslos (Weigert et al. 1971). In der Regel gelingt die geschlossene Reposition. Zur Vermeidung von Rezidiven sollen durch krankengymnastische Übungen vor allem die Glutäen gestrafft werden (Friedebold 1971). Treten trotz dieser Maßnahmen wiederholte Luxationen auf, so ist in einem Achsenfehler der Prothesenteile die Ursache zu suchen.

In diesen Fällen ist die Reoperation angezeigt.

Boitzy und Zimmermann (1969) berichten über 5 solcher Eingriffe, die nach 683 Prothesenimplantationen nötig waren. Nach Korrektur der Achsenfehler trat keine Luxation mehr auf.

Hessert et al. (1972) verzeichneten unter 234 TEP zwei Luxationen. Bei einem Fall war die Reposition in Narkose erfolgreich, bei dem zweiten wurde reoperiert, nachdem eine zu steile Pfanne als Ursache erkannt worden war.

Im selben Rahmen liegt das Ergebnis von Safi und Schreiber (1972): Bei 228 TEP waren 5 Luxationen zu verzeichnen, von denen 4 unmittelbar nach der Operation oder innerhalb 48 Stunden auftraten. Nach der Reposition kam es zu keinem Rezidiv mehr. Eine 4 Wochen postoperativ entdeckte Spätluxation war nicht mehr zu reponieren. Auf eine Reoperation wurde aus individuellen Gründen verzichtet.

2) Lockerung der Prothese:

Hier steht die Lockerung der Pfanne im Vordergrund, denn die zuverlässige Fixierung der Femurprothese ist heute im allgemeinen gewährleistet (Witt 1972).

Boitzy und Zimmermann beobachteten bei 683 TEP dreimal eine Lockerung der Pfanne.

Hessert et al. berichteten über 2 Pfannenlockerungen bei 234 TEP.

Dieselbe Zahl verzeichnen Cotta und Schulitz (1970) bei 180 Fällen.

Als Ursache für Pfannenlockerungen werden, außer der schädigenden Wirkung des Zementes auf den Knochen, im wesentlichen folgende Versäumnisse verantwortlich gemacht (Witt 1972, Weigert et al. 1971):

- Nicht ausreichend tiefe Versenkung der Pfanne in das Acetabulum.
- Bohrung zu weniger Verbundlöcher, in denen Zement Halt finden kann.
- Aufbringen des Zementes auf stark blutende Knochenflächen.

Wenn in der Literatur Lockerungen der Femurschaftprothese genannt werden, wie bei 2 Fällen von 234 TEP (Hessert et al.) und einem Fall von 228 (Safi et al.), so handelte es sich immer um Folgen eines Traumas oder eine Knochenreaktion auf den Zement (Willert und Schreiber 1969).

3) Verkalkungen:

Als weitere Komplikation wird in der Literatur die kapselartige Kalk-einmauerung der künstlichen Gelenke angegeben.

Huggler (1968) gibt in mehr als einem Drittel von 57 kontrollierten Fällen diese Komplikation an.

Hessert et al. (1971) nennen eine Verkalkung in 20% der Fälle.

Safi und Schreiber (1972) bestätigen mit der Auswertung ihres Krankengutes diese Zahl im Hinblick auf Prothesen mit Polyäthylenpfanne. Bei Patienten mit Metallpfanne finden sie nur in 10% der Fälle Verkalkungen.

Genaue statistische Angaben zu dieser Komplikation fehlen. Das mag an der Unsicherheit der Bewertung der Verkalkung liegen, denn nur selten entspricht der röntgenologische Befund dem klinischen Bild. Vielmehr fühlen sich Patienten häufig beschwerdefrei, deren Röntgenaufnahmen starke Verkalkungen aufweisen (Boitzy und Zimmermann 1969).

Die Ätiologie der Kapselverkalkung ist noch nicht endgültig geklärt (Hessert et al. 1972).

Boitzy und Zimmermann diskutieren eine saure Stoffwechsellage des geschädigten Gewebes und Knochenmehlrückstände als auslösende Faktoren. Auch in der Veranlagung der Patienten sehen sie eine mögliche Erklärung.

Safi und Schreiber nehmen an, daß Polyäthylen-Abrieb eine Verkalkung begünstigt. Einen weiteren auslösenden Faktor sehen sie in einer das Pfannendach überragenden Pfannenprothese.

Cotta und Schulitz (1970) sehen die Kalkablagerungen als Ausdruck einer Bindegewebsdegeneration an, die durch MMA-Monomere ausgelöst wird.

Die weitgehend spekulativen Aussagen zu dem Problemkreis der Verkalkungen im Bereich der künstlichen Gelenke veranlaßte Arcq (1973) zu einer ausführlichen diesbezüglichen Untersuchung von 200 Hüftgelenken.

Die Häufigkeit der Verkalkungen in seinem Untersuchungsmaterial beträgt 25,9%.

Die histologische Untersuchung des paraartikulär entstandenen Gewebes zeigt, daß es aus dichtem, faserreichem Bindegewebe und unregelmäßig aufgebautem, spongiösem Knochen besteht.

Dieser Befund ähnelt nach Ansicht von Arcq dem Bild der Myositis ossificans traumatica. Deshalb spricht der Autor auch von "paraartikulärer Ossification" und vermeidet den Begriff "Verkalkung".

Hinsichtlich der Pathogenese trifft Arcq folgende Aussagen:

— Die Bewegungsaktivität des Patienten fördert den Verknöcherungsprozeß, denn als besonders betroffen erweisen sich kräftige, vitale Männer zwischen 40 und 50 Jahren.

— Auf eine vorliegende Diathese weist die Tatsache hin, daß beiderseits operierte Patienten in der Regel die gleiche Entwicklung an beiden Hüften zeigen.

— Eine möglichst schonende Operationstechnik zieht die wenigsten Verknöcherungen nach sich.

— Die Art des Grundleidens, die Operationsdauer und die Zementbindung spielen keine Rolle.

Als Ergebnis der Untersuchung wird gefordert, daß ein möglichst schonendes operatives Vorgehen angewandt wird, wobei ausgedehnte Periostablösungen und Gewebstraumatisierungen zu vermeiden sind. Beim ersten Auftreten von Ossifikationen dürfen nur noch vorsichtige aktive Bewegungsübungen durchgeführt werden, während alle sonstigen exogenen Reize zu vermeiden sind.

Als Therapie bietet sich lediglich die operative Beseitigung des paraartikulären Gewebes an, die jedoch frühestens 1-1 1/2 Jahre nach der primären Operation vorgenommen werden soll.

4) Infektionen:

Die tiefe Wundinfektion wird übereinstimmend als schwerwiegendste Komplikation bezeichnet (Charnley, Witt, Buchholz, Huggler, u.a.). Charnley (1968) sieht im Infekt den einzigen Grund eines totalen Versagens dieser Operation.

Wenn sich die Infektion bis auf das Fremdmaterial ausgedehnt hat, so ist eine Behandlung mit Antibiotika nicht mehr erfolgreich. Es müssen in einer aufwendigen Operation die Prothesenteile und der gesamte Knochenzement entfernt werden.

Charnley nennt 1964 eine Infektquote von 4,4%, 1968 sind es nur noch 2%.

Mc Kee und Warson-Farrar (1966) verzeichnen 2 Infektionen bei 50 von April 1961 - Dezember 1963 ausgeführten TEP.

Hugger (1968) verzeichnet bei 57 TEP 2 Fälle von Infektion.

Boitz und Zimmermann beobachten in den Jahren 1964 - 68 bei 683 Patienten 3,9% Infekte.

Safi und Schreiber nennen für den Zeitraum 1962 - 68 eine Infekthäufigkeit von 8%, für die Jahre 1967 und 1968 allein eine Häufigkeit von 1,3%.

Hessert et al. ersehen aus der Auswertung einer 2-Jahresserie (Mai 1968 - April 1970) eine Infekthäufigkeit von 2,1%.

Cotta und Schulitz hatten unter 180 Fällen 2 Infektionen.

Mit 2 Infektionen auf 234 TEP hat Täger (1974) in seinem Krankengut eine sehr niedrige Infektionsrate von nur 0,86%.

Die Zahlen verdeutlichen in überzeugender Weise, daß es gelungen ist, die Infektionsrate deutlich zu senken.

Dieser Erfolg wird auf 3 Faktoren zurückgeführt (Witt, Safi und Schreiber, Täger):

- Bessere Asepsis im Operationssaal.
- Kürzere Operationsdauer durch Verbesserung der Technik und größere Routine der Operateure.
- Verbesserung des Materials, wodurch weniger Zweiteingriffe notwendig werden.

Die folgenden Ausführungen sollen zeigen, welche Anstrengungen unternommen wurden und werden, um die Infektionsrate auf ein Minimum zu drücken:

Charnley (1964) hat klar den Zusammenhang: Sterilitätsgrad der Luft (Keimzahl, Staubpartikelgehalt) im Operationssaal - Anzahl der Infekte nach TEP nachgewiesen. Im konventionellen Op-Saal hatte er 8,9, in seinem staub- und praktisch bakterienfreien "green house" dagegen weniger als 1% Infekte zu verzeichnen.

Die von Charnley empfohlenen Maßnahmen wären sicher als allgemeines Gebot zu begrüßen, nur muß ihre Durchführung bei den meisten Krankenhäusern schon an finanziellen Widerständen scheitern.

Aus den Kliniken aber, in denen sterile Operationsboxen eingerichtet wurden, werden erheblich gesunkene Infektionsraten gemeldet (Weber 1971, Aglietti et al. 1973).

Weber unterzog seit 1968 alle TEP-Patienten einer aktiven Schutzimpfung mit polyvalentem Staphylokokkenvakzine. Er sieht diese Maßnahme als Erfolg an, nachdem bei 256 unter Schutzimpfung durchgeführten Operationen nur noch ein einziges Mal ein Infekt zutage getreten ist (Weber 1970, Liechti und Weber 1973).

Seit Januar 1969 verwendet Buchholz (1970) bei Operationen mit einfachen und totalen Endoprothesen einen Knochenzement, dem ein Antibiotikum zugemischt ist. Dabei machte er sich eine bekannte Eigenschaft des MMA zunutze, und zwar das Auswandern von Restmonomeren in das umgebende Gewebe (Köning 1966, Koschmieder et al. 1973). Es erwies sich, daß ein geeignetes Antibiotikum (Gentamycin) in ähnlicher Weise mindestens 2 Monate lang aus dem ausgehärteten Knochenzement auswandert. In diesem Umstand sieht Buchholz eine optimale Möglichkeit zur Infektionsprophylaxe.

Um über vergleichbare Zahlen verfügen zu können, verwendete er von Januar 1969 bis April 1970 Knochenzement ohne und mit Antibiotikumsatz nebeneinander. Während die Operationsserie ohne Antibiotikum (271 Fälle) eine Infektionsrate von 2% aufwies, waren bei der Serie mit Antibiotikum (1115 Fälle) nur 0,69% Infektionen zu verzeichnen.

Die guten Erfahrungen mit dieser Methode veranlaßten Buchholz (1972) sogar, infizierte TEP in einer Sitzung auszutauschen unter Verwendung des Antibiotikum-Zement-Gemisches. Seit 1969 wurden von ihm in 140 Fällen TEP mit tiefen schleichenden Infektionen ausgetauscht. Dabei wurden dem Zement je nach Infektionstyp das geeignete Antibiotikum oder eine Kombination mehrerer Antibiotika beigemischt. Bei diesen 140 Fällen traten 4 Rezidive auf, was einer Rezidivrate von 2,9% entspricht.

Hessert und Ruckdeschel beschäftigen sich seit 1970 ebenfalls mit den Möglichkeiten, die in einer Zumischung von Antibiotika zum Knochenzement liegen. Während sie die Ergebnisse von Buchholz im Hinblick auf die Infektionsprophylaxe bestätigen, lehnen sie die therapeutische Anwendung bei manifester Infektion derzeit noch ab (Hessert et al. 1971).

Zu einem gegenteiligen Ergebnis führt eine Arbeit von Grünert und Ritter (1974). Sie untersuchten den Einfluß der Beimischung von Antibiotikum zum Knochenzement auf die Festigkeitseigenschaften des Kunststoffes.

Ihre Messungen ergaben

- eine erhebliche Verschlechterung der Festigkeitswerte, sowie
- eine gesteigerte Wasseraufnahme, die eng mit Alterungsprozessen des Materials korreliert.

Daraus folgern die Autoren, daß Knochenzement mit Antibiotikumbeimischung nur bei strenger Indikation (z.B. Infekt, Reoperation), jedoch auf keinen Fall zur Infektionsprophylaxe Anwendung finden darf.

ER G E B N I S S E

Die Beurteilung einer Hüftarthroplastik sollte unter Berücksichtigung gleicher, allgemein anwendbarer Untersuchungsmethoden und bestimmter Kriterien erfolgen, da sonst ein objektiver Vergleich der Resultate auf Schwierigkeiten stößt. Ausdrücke wie "ausgezeichnet", "gut", "mässig", "schlecht" sind erst sinnvoll, wenn sie in einem allgemein anerkannten Bewertungssystem definiert worden sind (Huggler 1968).

In der Ära der partiellen Alloarthroplastik sind verschiedene Beurteilungssysteme entwickelt worden (Judet, Merle d'Aubigne, Sheherd, Gade, u.a.). Vergleichbare Systeme, die die Besonderheiten der TEP berücksichtigen, liegen heute noch nicht vor (Hessert et al. 1972).

So war es auch in dieser Arbeit nicht möglich aus den Ergebnissen verschiedener Kliniken gemeinsame Statistiken zu erheben, der Vergleich von Unvergleichbarem hätte ein verzerrtes Bild gezeichnet.

Vielmehr sollen im folgenden Abschnitt an einer Reihe von Einzelergebnissen die therapeutischen Möglichkeiten der TEP der Hüfte demonstriert werden.

Durch die angeführten Veröffentlichungen, die aus den Jahren 1963 bis 1974 stammen, wird der Erfolg stetiger Weiterentwicklung auf diesem Gebiet verdeutlicht.

Mc Kee und Watson-Farrar berichteten 1966 über 50 Fälle mit ihrem Modell aus der Zeit von April 1961 bis Dezember 1963. Welche Erkrankungen sie als Indikation hatten gelten lassen, teilten sie nicht mit.

Die definierten Ergebnisse demonstrieren sie in der abgebildeten Tabelle:

Tabelle 1: RESULTS OF THE FIRST FIFTY CONSECUTIVE CASES
DONE FROM APRIL 1961 TO DECEMBER 1963

	Result	Per cent
Excellent	No pain, almost full movements, walking almost normally, no stick.	26

Good	Free from pain, useful 50 per cent range of movement, slight limp, improved with stick.	68
Fair	Slight pain, small range of movement, walks with two sticks.	4
Poor	Slight pain, walk with two elbow crutches, poor range of movement.	2

(Aus Mc Kee und Watson-Farrar: Replacement of Arthritic hips by the Mc Kee-Farrar Prosthesis.)

Den hohen Anteil von 94% ausgezeichneter und guter Ergebnisse empfanden sie damals - in den ersten Jahren der Verwendung von TEP - als sehr ermutigend.

1968 veröffentlicht Charnley Ergebnisse von 230 Fällen mit seiner "low friction arthroplasty", wobei er die Erfolgsklassifizierung gemäß Merle d'Aubigne und Postel in 3 Ziffern angibt. (Bei diesem Bewertungssystem bezieht sich die erste Ziffer auf den Umfang des Schmerzes, die zweite auf das Ausmaß der Belastbarkeit des ganzen Patienten und die dritte auf den Grad der Beweglichkeit in der Hüfte. Der Normalzustand wird bei jedem dieser drei Elemente mit "6" bewertet. Der tiefste Wert bei den am schwersten behinderten Patienten ist für jedes Element die Ziffer 1.)

Danach betrug der durchschnittliche Grad der Behinderung vor der Operation: 2,2 - 2,8 - 2,3. Vier Jahre nach der Operation ergab die Überprüfung einen durchschnittlichen Behinderungsgrad von: 5,8 - 5,1 - 5,5. Für beidseitig ausgeführte Arthroplastiken nennt Charnley eine Bewertung von: 6,0 - 5,0 - 5,0, ohne allerdings nähere Angaben zur Anzahl der Fälle und zum Beobachtungszeitraum zu machen. Auch gibt er weder für die ein- noch für die doppelseitigen Plastiken die Indikationen an.

Ring veröffentlicht 1968 eine Beurteilung von 128 Patienten, denen von 1964-68 eine Prothese seines Modells eingesetzt worden war. Indiziert war die Operation bei:

- - Patienten im Erwachsenenalter mit beidseitigen steifen und schmerzhaften Hüftgelenken.
- - Männlichen Patienten mit schwerer einseitiger Arthrose vom 60. Lebensjahr an.
- - Weiblichen Patienten mit demselben Krankheitsbild vom 50. Lebensjahr an.
- - Patienten nach erfolgloser Cup-Arthroplastik.
- - Rheumatischer Arthritis.

Unter den Gesichtspunkten "Restbeschwerden" gibt Ring an, daß 82% der Patienten schmerzfrei waren, während die restlichen 18% der Patienten Schmerzen hatten. Leider hat Ring es unterlassen, eine weitere Aufgliederung dieser 18% nach Schmerzintensität vorzunehmen.

Die Gesamtbeurteilung zeigt die folgende Tabelle:

Tabelle 2: GENERAL ASSESSMENT OF PATIENTS AFTER TOTAL HIP REPLACEMENT

Result	Number of patients		Per cent
	Unilateral	Bilateral	
Excellent	52	10	53,5
Good	34	15	42,5
Fair	3	2	4,0
Total	89	27	100,0

(Aus P.A. Ring: Complete Replacement Arthroplasty of the Hip by the Ring Prosthesis.)

Dabei definiert Ring die Prädikate folgendermaßen:

- "Excellent": Die Hüfte ist "praktisch normal" (virtually normal).
 - - Flexion: 90°
 - - Abduktion: 20°
 - - Keine Schmerzen
 - - Stockfreie Gehfähigkeit von mehr als einer Meile
- "Good": Der Zustand von "Excellent" wurde "nicht ganz erreicht", weil der Patient entweder:
 - - außer Hauses einen Stock braucht oder
 - - weniger als 90° Flexion bewirken kann oder
 - - bleibende, jedoch unbedeutende Beschwerden aufweist.

- "Fair": - Weiterhin Schmerzen
- Gebrauch von 2 Stöcken beim Gehen.

Ein weiteres Ergebnis kommt aus der Klinik von Merle d'Aubigne: Dort wurden bis 1969 etwa 600 TEP eingesetzt. Die Schmerzlinderung war in ungefähr 75% der Fälle vollständig, 50% der Patienten erreichten eine Beugung von mehr als 90°, die anderen zum größten Teil 60-90°.

Weber gibt 1970 über die ersten 211 angewandten Rotations-TEP folgende Beurteilung ab: "Die Jahreskontrollen zeigen beinahe regelmäßig völlige Schmerzfreiheit, stock- und hinkfreie Gehfähigkeit und gute Beweglichkeit von in der Regel mindestens 90° Flexion."

Als Indikation galt "die schwere Coxarthrose, bei welcher eine Osteotomie kein gutes Ergebnis erwarten läßt und außer der Arthrodesen oder einer Cup-Plastik nur noch eine Kopfresektion in Frage kommt."

In einer Arbeit, die in ihrer Exaktheit und in ihrem Informationsgehalt allen bisherigen Veröffentlichungen überlegen ist, demonstrieren Hessert et al. (1972) die Ergebnisse von 234 nachuntersuchten Patienten. Neben 210 unilateralen wurden 24 bilaterale Totalplastiken ausgeführt.

Es wurden Prothesentypen nach Mc Kee-Farrar und Weber-Huggler verwendet. Als Indikationen galten die auf Seite 18 angeführten Fälle.

Der Beobachtungszeitraum umfaßte 2 Jahre (Mai 1968 - April 1970).

Als Bewertungssysteme dienten der Motilitätsindex nach Gade sowie die Funktionelle Aktivität nach Shepherd.

Da die Wiedergabe der Einzelauswertungen den Rahmen dieser Arbeit sprengen würde, soll hier nur die Gesamtbeurteilung wiedergegeben werden. Diese setzt sich für jeden einzelnen Patienten aus dem jeweils schlechtesten Ergebnis seiner Einzelauswertung bezüglich der Qualitäten

- Beweglichkeit
- funktionelle Aktivität
- Schmerz
- subjektive Äußerungen

zusammen.

Tabelle 3: Gesamtbeurteilung von 234 Patienten mit Totalendoprothesen

	Patienten- zahl	Prozent
Sehr gut (I)	74	31,6
Gut (II)	102	43,6
Befriedigend (III)	33	14,1
Nicht mehr befriedigend (IV)	25	10,7
	234	100,0

(Die Tabellen 3, 4 und 5 sind der Arbeit "Ergebnisse der totalen Hüftendoprothetik" von G.R. Hessert, M. Jäger und B. Krippendorf entnommen.)

Die nächste Tabelle zeigt, daß sich eine Abhängigkeit vom Untersuchungszeitraum nicht erkennen läßt. Dies deckte sich mit Äußerungen der Patienten, daß 7 - 8 Monate nach der Operation bis auf eine gewisse Kräftigung der Muskulatur keine wesentliche Verbesserung mehr eingetreten sei.

Tabelle 4: Beziehung der Ergebnisse zum Nachuntersuchungszeitraum, ab Operationstag gerechnet.

Ergebnis	Nachuntersuchungszeitraum		
	1/2-1Jahr	1-1 1/2 Jahre	1 1/2-2 1/4 Jahre
I	40	18	16
II	55	24	23
III	18	14	1
IV	13	6	6
Patientenzahl	126	62	46

Eine letzte Tabelle aus der Arbeit von Hessert et al. soll die Ergebnisse der doppelseitigen totalen Alloarthroplastik verdeutlichen :

(Die Tabellen 6 bis 12 sind der Arbeit "Ergebnisse der Hüftendototalplastik" von R. Safi und A. Schreiber entnommen.)

Die Autoren gliederten die Ergebnisse in objektive Resultate und subjektive Angaben der Patienten:

a) Objektive Resultate:

Tabelle 7: Hüftbeweglichkeit vor und nach der Operation

	Vor Operation	Nach Operation
Abduktion bis 20°	2 %	65 %
Abduktion bis 10°	26 %	29 %
Abduktion blockiert	72 %	6 %
Adduktion bis 20°	5 %	65 %
Adduktion bis 10°	30 %	28 %
Adduktion blockiert	65 %	7 %
Rotation bis 20°	4 %	74 %
Rotation 10 - 20°	18 %	11 %
Rotation blockiert	78 %	15 %

b) Subjektive Angaben:

Tabelle 8: Hüftschmerzen nach Operation

Geringer	94 %
Gleich	3 %
Schlechter	3 %
Keine	75 %
Schmerzen zum Aushalten	22 %
Starke	3 %

Tabelle 9: Subjektive Beschwerden vor und nach der Operation

Gehleistung	Vor Operation	Nach Operation
Bettlägerich	6 %	2 %
5 Minuten und weniger	44 %	2 %
15 Minuten und weniger	32 %	4 %
1/2 - 1 Stunde	18 %	45 %
Mehrere Stunden	0 %	46 %

Tabelle 10: Subjektive Beschwerden vor und nach der Operation

Treppauf/Treppab	Vor Operation	Nach Operation
Möglich	14 %	92 %
Mühsam	69 %	5,5 %
Nicht möglich	17 %	2,5 %
Schuhbinden möglich	5 %	63 %
Schuhbinden nicht möglich	95 %	37 %

Tabelle 11: Knie- und Rückenbeschwerden nach der Operation

	Rücken- schmerzen	Knie- schmerzen
Geringer	25 %	30 %
Gleich	70 %	67 %
Schlechter	5 %	3 %

Tabelle 12: Gesamtergebnis

Sehr zufrieden	61 %
Zufrieden	32 %
Nicht zufrieden	7 %

Abschließend sollen die Ergebnisse von Täger (1974) angeführt werden, der gerade über eine Auswertung von 234 TEP in einem Vierjahreszeitraum berichtet hat.

Tabelle 13: Beweglichkeit nach dem Motilitätsindex nach Gade, modifiziert von Jäger und Mitarb.

I	= 65 % u. mehr	= sehr gut	164 Hüften	= 70,0 %
II	= 50 bis 64 %	= gut	63 Hüften	= 27 %
III	= 35 bis 49 %	= befriedigend	5 Hüften	= 2 %
IV	= unter 35 %	= nicht mehr befriedigend	2 Hüften	= 1 %

Tabelle 14: Die funktionelle Aktivität (Gehen, An-, Auskleiden, Treppensteigen, Toilette, Arbeiten, Sport etc.)

I	= sehr gut	165 Hüften	= 70 %
II	= gut	47 Hüften	= 20 %
III	= befriedigend	16 Hüften	= 7 %
IV	= schlecht	6 Hüften	= 3 %

Tabelle 15: Schmerzen

I	= keine Schmerzen	131 Hüften	= 55 %
II	= gelegentliche Schmerzen	81 Hüften	= 35 %
III	= mittelmäßige Schmerzen	16 Hüften	= 7 %
IV	= deutliche, ständige Schmerzen	6 Hüften	= 3 %

48 % klagten gelegentliche Wetterfühligkeit in der operierten Hüfte.

Tabelle 16: Subjektives Urteil der Patienten

I	= sehr gut	139 Hüften	= 68 %
II	= gut	49 Hüften	= 21 %
III	= befriedigend	17 Hüften	= 7 %
IV	= schlecht	9 Hüften	= 4 %

Tabelle 17: Das Gesamturteil unter Ausrichtung auf das jeweils schlechteste Einzelergebnis ergibt:

I	= sehr gut	96 Hüften = 41 %	25 = 38 %
II	= gut	112 Hüften = 47 %	35 = 53 %
III	= befriedigend	18 Hüften = 8 %	3 = 5 %
IV	= schlecht	8 Hüften = 4 %	3 = 4 %

(Die Tabellen 13 bis 17 sind der Arbeit "Erfahrungen mit der Totalendoprothese nach Mc Kee-Farrar" von K.H. Täger entnommen.)

Täger hat ausschließlich Prothesen nach Mc Kee-Farrar verwendet. Nach seinen Erfahrungen bieten sie außer der bewährten Stabilität noch den Vorteil einer operationstechnischen Überlegenheit anderen Modellen gegenüber. Auch dieser Umstand trägt nach Meinung des Autors wesentlich zu den guten Ergebnissen seiner Auswertung bei.

KNOCHENZEMENT

Der heute erreichte hohe technische Stand der Hüfttotalendoprothetik wäre nicht vorstellbar ohne die Möglichkeit, die Prothesenteile mit Knochenzement zu verankern. Es darf aber die verbreitete Anwendung dieses Materials nicht den Schluß zulassen, es seien damit keine Probleme verbunden, ganz das Gegenteil ist der Fall.

Deshalb soll in diesem abschließenden Kapitel nach der Beschreibung der chemischen Eigenschaften des Knochenzements auf seine Gewebeverträglichkeit eingegangen werden, es sollen zwei wesentliche Frühkomplikationen erwähnt werden und schließlich soll auf die begrenzte Verankerungsdauer und die dadurch erzwungenen Alternativentwicklungen hingewiesen werden.

Die Grundsubstanz des in Deutschland bevorzugt benutzten Knochenzements ist ein Methylester der Methacrylsäure, das Methylmethacrylat (MMA).

Es wird als flüssiges Monomer und als auspolymerisiertes, feinpulvriges Polymer geliefert. Dem Monomer sind Stabilisatoren, dem Polymer Katalysatoren zugegeben.

Werden Pulver und Flüssigkeit miteinander vermischt, so kommt es zunehmend zu einer Auspolymerisierung des flüssigen Monomers. Dabei werden die Doppelbindungen des Monomers gesprengt und die Moleküle lagern sich unter Freigabe von Polymerisationswärme zu Ketten aneinander.

Das voll auspolymerisierte Poly-MMA verhält sich gegenüber dem Kontaktgewebe indifferent, wie Hulliger 1962 berichtete. Sie bestätigt jedoch die Feststellung von Hoppe (1956), daß das freie Monomer zelltoxisch ist. Spätere Arbeiten zeigen dasselbe Ergebnis (Willenegger et al. 1963, Contzen et al. 1967).

Auch im ausgehärteten Poly-MMA sind noch 3 - 5% Restmonomere enthalten (Köning 196f, Contzen).

Hulliger fordert, daß die Menge an überschüssigem Monomer wegen der

Toxizität möglichst klein bleiben muß. Die Gewähr dafür ist gegeben, nachdem Pulver und Flüssigkeit seit 1968 im festen Mischungsverhältnis abgepackt geliefert werden.

Nach neueren Untersuchungen über den Polymerisationsvorgang (Puhl und Schulitz 1971) kann der Gehalt der Restmonomere dadurch positiv beeinflußt werden, daß, außer auf striktes Einhalten der von den Lieferfirmen vorgegebenen Mischungsverhältnisse, auf sorgfältiges Mischen der beiden Fraktionen ohne Einkneten von Luftblasen geachtet wird.

Wie bei jedem körperfremden Implantat ist auch bei MMA die Gefahr von Spätreaktionen gegeben.

In der nunmehr über 10-jährigen Anwendung des Knochenzements haben sich jedoch weder Abstoßungsreaktionen, noch Fälle von Tumorinduktion oder Allergie ergeben (Schmitz und Süssenbach, Witt, Buchholz). Dagegen wird in letzter Zeit die Reaktion des Kapselregenerats auf MMA-Monomere wieder diskutiert (Cotta und Schulitz, 1970, Beneke et al. 1973).

Ausführliche Untersuchungen über Knochengewebsschädigungen durch die Polymerisationswärme veröffentlichten 1969 und 1970 Ohnsorge, Goebel und Kroesen. Ihre Messungen an Leichenknochen ergaben, daß beim Einzementieren von Femurschaft-EP im Oberschenkelmarkraum an der Grenze vom Knochen zum Zement Temperaturen bis zu 72°C auftreten. Das muß wegen Eiweißkoagulation Nekrosen zur Folge haben.

Die Autoren zeigen, daß die Polymerisationswärme u.a. abhängig ist von:

- der Knochenzementmenge, insbesondere von der Menge der monomeren Flüssigkeit,
- dem Mischungsverhältnis Monomer zu Polymer,
- der Knochenzementschichtdicke,
- der Umgebungstemperatur.

Als neues Verfahren wird das Einzementieren von eisgekühlten Femurschaft-EP empfohlen.

Nach kalorimetrischen Messungen kann dadurch mehr als die Hälfte der freiwerdenden Polymerisationswärme des in den Oberschenkelmarkraum eingebrachten Zementes vom Schaft aufgenommen werden.

Wie thermoelektrische Messungen zeigten, liegen bei dem vorgeschlagenen Verfahren die Temperaturen an der Grenzfläche Zement / Knochen unter dem Koagulationspunkt (56°C) von Eiweiß.

Die Abhärtungszeit des auspolymerisierten Knochenzementes wird bei gekühlten Prothesen geringgradig verlängert: Sie liegt zwischen 6 und 10,5 Minuten gegenüber 5 bis 8 Minuten bei nichtgeköhlten Prothesen. Auf 0°C gekühlte Thompson-Prothesen waren nach Einzementierung mit Palacos auch nicht durch eine Belastung von 100 kp (Zug) aus ihrer Verankerung zu lösen.

Die bisher geübte Kühlung des Prothesenkopfes während der Operation mit kalter physiologischer Kochsalzlösung wird wegen des hohlen Prothesenkopfes und der geringen Wärmeüberleitung vom Kopf zum Schaft als nicht ausreichend nachgewiesen und deshalb von den Autoren abgelehnt.

Die Empfehlungen von Ohnsorge et al. fanden bisher keine allgemeine Anerkennung. Es wird befürchtet, daß die Fixierung der Prothese durch die Kühlung beeinträchtigt wird. Diese Befürchtung sehen Puhl und Schulitz (1970) bestätigt, nachdem sie bei Kühlung des MMA eine Störung des Polymerisationsvorganges beobachten konnten. Biehl, Harms und Hansen fassen in einer Arbeit von 1973 das Problem der Knochenschädigung durch Polymerisationswärme noch einmal auf. Sie verneinen eine Minderung der Zementfestigkeit nach Verwendung gekühlter Prothesenteile.

Dennoch lehnen sie eine Kühlung von Hüftgelenksprothesen ab, da von ihnen durchgeführte intraoperative Temperaturmessungen erwiesen haben, daß bei aufrechterhaltener Blutzirkulation die Wärmespitzen im vitalen Knochen deutlich unter dem Koagulationspunkt liegen.

Wenn jedoch der Wärmeabtransport über den Blutstrom ausfällt, wie das bei in Blutleere durchgeführten Kniegelenksimplantationen der Fall ist, wird nach Angaben der Autoren der Eiweißgerinnungspunkt erheblich überschritten. Für diesen Fall wird die Verwendung unterkühlter Prothesenteile empfohlen.

Bei der Verankerung von TEP mit MMA sind intraoperative Kreislaufkomplikationen beschrieben worden (Charnley 1968, Weber 1970).

Schulitz et al. berichten (1970), daß bei 50% von 395 Patienten intraoperativ kurzfristige Blutdruckabfälle und Herzrhythmusstörungen auftraten.

Bei 4 Patienten kam es zu einem totalen Herz-Kreislauf-Zusammenbruch mit Übergang in Asystolie. Gleichzeitig zeigten die Patienten eine nicht zu beeinflussende Cyanose. Bei 1 Patienten war Wiederbelebung erfolgreich, bei den 3 anderen Fällen kam es aus dieser Situation heraus zum Exitus während der Operation.

Auffallend war:

- Herzrhythmusstörungen traten auch bei herzgesunden Patienten auf.
- Die Komplikationen ereigneten sich in jedem Fall ca. 2 Minuten nach Einbringen des Knochenzements.
- Eine unter der Operation aufgetretene Hypoxie besserte sich trotz reiner Sauerstoffbeatmung erst nach mehreren Stunden.
- Bei der Obduktion eines Patienten wurde eine massive Fettembolie beider Lungen nachgewiesen.

Schulitz und Mitarbeiter sind der Ansicht, daß die Ursache der beschriebenen Komplikationen in der Entstehung einer Fettembolie unter Einfluß der Monomere zu sehen ist.

Inzwischen konnten auch Fettembolien durch die Einwirkung von Monomeren im Tierexperiment reproduziert werden (Dustmann et al. 1971).

Die Autoren vermuten, daß ins Blutplasma übergetretene Restmonomere und die den Monomeren beigegebenen Katalysatoren (tertiäre Amine) zu einer Entmischung der Plasmalipide führen. Als begünstigend für den Übertritt dieser Substanzen aus dem intramedullären Raum in die Blutbahn wird Druckeinwirkung (Luftausdehnung infolge Wärmeentwicklung beim Polymerisationvorgang) bei Luftabschluß im Femurschaft genannt.

Es wird empfohlen, beim Einsetzen von TEP fettemulgierende Substanzen zu verwenden und druckentlastende Drainagen in den Femurschaft einzulegen.

Koch, Dustmann und Schulitz (1972) berichten, daß seit Einführung dieser Maßnahmen in keinem Fall der Einzementierung einer TEP mehr Kreislaufkomplikationen aufgetreten sind.

Versucht man die Probleme, die bei Verwendung von Poly-MMA zur Prothesenimplantation auftreten, einmal nach Überbegriffen zu gliedern, so kann man biologische, chemische, thermische und mechanische Aspekte unterscheiden. Jeder dieser Problemkreise ist bisher schon umrißhaft dargestellt worden.

Weil zur Zeit das wissenschaftliche Interesse sich besonders den mechanischen Abläufen zuwendet, die den Vorgang der Prothesenlockerung bestimmen, soll dieser Aspekt noch einmal aufgegriffen werden.

Die Untersuchungen auf diesem Gebiet sind nicht in vivo durchführbar. Deshalb wurden Simulatoren entwickelt, die den gesamten Gehvorgang (Ungethüm et al. 1973), bzw. einen Abschnitt davon (Hoffmann-Daimler 1974, Grünert et al. 1973) in möglichst physiologischer Weise wiedergeben.

Grünert und Ritter demonstrierten in einer Arbeit von 1973 mit ihren experimentellen Untersuchungen, daß es besonders die in medialer Richtung auf die Prothesenabstützung einwirkenden Kraftkomponenten sind, die für Prothesenlockerungen Bedeutung haben.

Mit diesen Ergebnissen untermauern sie ihre am theoretischen Modell gewonnenen Vorstellungen (Ritter et al. 1973):

Verantwortlich für die Überlastung der medialen Prothesenabstützung sind

- der ungünstige Prothesenschaft-Kragen-Winkel und
- die ungünstige Keilform des Prothesenschafts.

Deshalb fordern die Autoren:

- Konstruktion von Prothesen mit einem Prothesenschaft-Kragen-Winkel von 65° ,
- Änderung der Schaftform zur Ausschaltung der Keilwirkung,
- Umwandlung der gegen die mediale Kortikalis gerichteten Kraft in eine axiale nach dem Prinzip der Zuggurtung.

Die experimentelle Torsionslockerung technisch verschieden implantierter Hüftendoprothesenpfannen ist der Gegenstand einer Arbeit von Jäger et al. aus dem Jahre 1974.

Sie untersuchten, in wieweit die belassene, jedoch angerauhte Korti-

kalis oder die rein spongiöse Oberfläche nach Auffräsung sowie die Anzahl der angebrachten Bohrlöcher einen Einfluß auf die primäre Festigkeit des Aufsitzens der Pfanne haben.

Im Steigungswinkel der Torsionskurven als Ausdruck des Widerstandes der Verbindung MMA / Knochen gegen die Verdrehung wird der wesentliche Parameter für die Auslockerung der Pfanne gesehen.

Auf Grund ihrer Untersuchungen fordern die Autoren für die Verankerungstechnik:

- Randschlüssige Einbettung der Endoprothesenpfanne.
- Auffräsen bis zur Spongiosa mit gleichzeitiger Anbringung von je einem Bohrloch im Os ilium, Os pubis und Os ischii.
- Das Anbringen von mehr Bohrlöchern (5) lehnen sie ab, da sie damit die Gefahr der Strukturschwächung und der Verminderung des Widerstandes gegen Torsionskräfte sehen.

Daß die Einbringung von Bohrlöchern in den Knochen eine Halteverbesserung bringt, hatten 1973 auch Kölbel et al. festgestellt.

Bei ihren Untersuchungen der Scherfestigkeit der Verbindung von spongiösem Knochen mit MMA hatte sich jedoch erwiesen, daß die Einbringung mehrerer kleiner Bohrungen an Stelle weniger großer von Vorteil ist, weil auf diese Weise die Kräfte auf eine möglichst große Oberfläche verteilt werden.

Diese Auffassung hat übrigens schon Charnley in einer Arbeit aus dem Jahre 1970 vertreten.

Nun sollen zwei Arbeiten Erwähnung finden, in denen derselbe Grundgedanke zu unterschiedlichen Lösungsvorschlägen entwickelt worden ist.

Beide gehen aus von der Beobachtung, daß das gesunde Hüftgelenk vermöge seiner elastischen Strukturelemente zu reversibler Verformung in der Lage ist, während das künstliche Hüftgelenk in seiner Verankerung den auftretenden Kräften ungefedert ausgesetzt ist.

Zur Herabsetzung der Stoßwirkung entwickelte Shahrestani (1971) eine stoßdämpfende, hydropneumatische Prothese. Die Mechanik ist im Prothesenkopf untergebracht. Die stoßdämpfende Wirkung besteht in einer teilweisen Umwandlung von Bewegungsenergie in Wärme. Eine klinische Verwendung die-

ser Prothese ist noch nicht möglich.

Eine andere Möglichkeit zur Federung beschreibt Hoffmann-Daimler in einer Arbeit aus dem Jahre 1974.

Er schlägt vor, die druckaufnehmenden Flächen von Schaft und Pfannenbasis mit einer "Federungszone" zu umgeben. Das Material dieser Zone soll eine höhere Elastizität als der Knochen besitzen, der Autor denkt an eine kautschukähnliche, poröse Substanz.

Auf Verwendung von Knochenzement muß hier verständlicherweise verzichtet werden.

Zum Abschluß dieses Kapitels soll von einem neuen Werkstoff die Rede sein, der außerordentlich günstige Materialeigenschaften besitzt und zudem eine zementfreie Implantation ermöglichen soll. Es handelt sich um Aluminiumoxidkeramik.

Seit etwa 8 Jahren werden keramische Werkstoffe in steigendem Maße auf ihre Eignung als Endoprothesenmaterial untersucht. Im Hinblick auf Biocompatibilität, mechanische Belastbarkeit und Gleiteigenschaften erwies sich dichte Al_2O_3 -Keramik als besonders günstig (Heimke et al. 1973).

Ein zusätzlicher Vorteil liegt in der Möglichkeit einer zementfreien Implantation. Tierversuche haben ergeben, daß Prothesen aus Al_2O_3 -Keramik im Knochen mechanisch fest verankert werden (Griss et al. 1973).

Die Einzelheiten des Anwachsens sind noch nicht geklärt. Vieles deutet darauf hin, daß die Anwachsgeschwindigkeit durch das Einbringen von Ionen, die für die Knochenbildung benötigt werden, in die Implantatoberfläche günstig beeinflusst werden kann (Hench 1974, Heimke 1973).

Der Franzose Boutin (1973), der sich seit 1969 mit der endoprothetischen Verwendbarkeit von Al_2O_3 -Keramik beschäftigt hat, implantierte 200 künstliche Gelenke aus diesem Material.

Bei allen verwendeten Prothesen ist die Pfanne zementfrei verankert worden. Der größte Teil der Schaftkomponente jedoch bestand aus einem Keramikkopf, der auf einen Metallstiel aufgesetzt war. Die Verankerung geschah wie gewöhnlich mit Zement.

Bei 20 Prothesen ist jedoch auch der Schaft zementfrei implantiert worden. Hier war es durch ein neues Verfahren gelungen, auf den Metallschaft eine Keramikschrift aufzubringen.

Zur Herstellung einer mechanisch festen Verbindung von Implantat und Knochen hält Boutin eine Ruhigstellung von etwa 3 Monaten für notwendig. Klinische Ergebnisse liegen noch nicht vor.

Auch in Deutschland werden zur Zeit Untersuchungen auf dem Gebiet der Keramikprothesen durchgeführt.

Ungethüm und Refior (1974) untersuchten im "Pin and disc"-Modellversuch die tribologischen Eigenschaften der Gleitpaarung Al_2O_3 / Al_2O_3 . Ihre Untersuchungen erwiesen ein erheblich ungünstigeres Reibungs- und Verschleißverhalten, als es Boutin in seiner Arbeit (1972) darstellt.

Berichte über die klinische Anwendung von dichten Aluminiumoxid-keramik-Prothesen in Deutschland fehlen bisher.

ZUSAMMENFASSUNG

Es wird die Entwicklung der Totalendoprothese des Hüftgelenks von ihren Anfängen bis zum heutigen Stand beschrieben.

Nach der kurzen Erwähnung von frühen Modellen, die sich nicht durchsetzen konnten, werden als Prototypen die Modelle von Charnley und McKee-Farrar vorgestellt und eingehend diskutiert.

Daran schließt sich die Beschreibung von den wichtigsten Neuentwicklungen an, wobei auf die Rotationsendoprothese besonders Gewicht gelegt wird.

Unter den Gesichtspunkten "Indikationen", "Komplikationen" und "Ergebnisse" wird im folgenden eine Zusammenstellung wichtiger Publikationen geliefert.

Abschließend folgt die ausführliche Erörterung der Probleme, die die Prothesenverankerung durch Knochenzement mit sich bringt. Die Eigenschaften und Anwendungsrisiken des Knochenzements werden an Hand von zahlreichen Veröffentlichungen dargestellt. Es wird die jüngste Entwicklung verdeutlicht, unter Verzicht auf Knochenzement eine selbsthaltende Prothesenverankerung zu erreichen.

Es ergibt sich, daß heute die therapeutischen Möglichkeiten der Totalendoprothese der Hüfte weit skeptischer beurteilt werden als in den ersten Jahren ihrer Verwendung. Die Problematik der Verankerung steht zur Zeit im Vordergrund des Interesses. Dem gegenüber sind die Materialeigenschaften der artikulierenden Prothesenteile von nachgeordneter Bedeutung, wenn sie auch nicht als völlig befriedigend bezeichnet werden können.

Mit der Entwicklung von Prothesen aus Aluminiumoxidkeramik haben sich sowohl im Hinblick auf den Verschleiß als auch auf die Verankerung verheißungsvolle Aspekte eröffnet. Diese Neuentwicklung befindet sich jedoch noch im Versuchsstadium.

Das Gebiet der Hüftgelenksendoprothetik kann nicht als abgeschlossen betrachtet werden.

VERZEICHNIS DER ABBILDUNGEN

Abb.	Seite	
1	5	Modell der Charnley-Prothese (Prospekt der Fa. Zimmer, Brüssel 1030, 62 Rue de Brabant, Belgien.)
2	5	Die implantierte Charnley-Prothese (Die Röntgenaufnahme stammt aus dem Krankengut von Charnley selbst. Die Aufnahme wurde mir von A. H. Huggler (Chur) zur Verfügung gestellt.
3	8	Modell der Mc Kee-Farrar Prothese (wie Abb.1 aus dem Prospekt der Fa. Zimmer.)
4	8	Die implantierte Mc Kee-Farrar-Prothese (aus dem Krankengut der Orthop. Universitätsklinik München.)
5	13	Skizze der Rotations-TEP nach Weber-Huggler zur Verfügung gestellt von der Fa. Sulzer, Winterthur, Schweiz.)
6	13	Die implantierte Rotations-TEP nach Weber-Huggler (aus dem Krankengut der Orthop. Universitätsklinik München.)
7	17	Modell der Hüftgelenkspfanne nach Hartmann (Prospekt der Fa. Aesculap, Tuttlingen.)

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- Abele, H. und Steinhäuser, J.: Histomorphologische Untersuchungen zur Spätlockerung des Pfannenteils bei Totalprothesen der Hüfte. Zeitschr. f. Orthopädie 110 (1972) 412-416
- Aglietti, P., Salvati, E.A. and Wilson, P.D.: A Study of the Effectiveness of a Surgical Unidirectional Filtered Air Flow Unit during Total Prosthetic Replacements of the Hip. Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 257-268
- Arco, M.: Die paraarticuläre Ossification - eine Komplikation der Totalendoprothese des Hüftgelenks. Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 108-131
- Beneke, G., Kuprasch, R., Mohr, W., Paulini, K., Mohnig, W.: Die Reaktion der Gelenkkapsel nach Totalarthroplastik des Hüftgelenkes. Arch. orthop. Unfall-Chir. 75 (1973) 289-301
- Biehl, G., Harms, J. und Hanser, U.: Experimentelle Untersuchungen über die Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement. Arch. orthop. Unfall-Chir. 78 (1974) 62-69
- Boitzy, A. und Zimmermann, H.: Komplikationen bei Totalprothesen der Hüfte. Arch. orthop. Unfall-Chir. 66 (1969) 192-200
- Boutin, P.: Arthroplastie totale de la hanche par prothèse en alumine frittée. Revue de Chirurgie orthopédique et réparatrice de L'Appareil moteur 58 (1972) 229-246
- Breitenfelder, J. und Spranger, M.: Komplikationen beim Entfernen oder Austauschen von totalen Hüft-Endoprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 75 (1973) 56-64
- Buchholz, H.W.: Technik und Anwendungsmöglichkeiten der totalen Endoprothese. Langenbeck's Arch. 325 (1969) 777-789

- Das künstliche Hüftgelenk

Materia Medica Norkmark 11 (1969) 613-622

- Bisherige Erfahrungen mit der totalen Endoprothese am Hüftgelenk.

Orthopädische Praxis 1 (1970) 14-16

- Infektionsprophylaxe bei Hüftgelenksendoprothese

Langenbeck's Archiv 329 (1971) 56-64

- und Engelbrecht, H.: Über die Depotwirkung einiger Antibiotica bei Vermischung mit dem Kunstharz Palscos.

Der Chirurg 41 (1970) 511-515

- und Gartmann, H.-D.: Infektionsprophylaxe und operative Behandlung der schleichenden tiefen Infektion bei der totalen Endoprothese.

Der Chirurg 43 (1972) 446-453

Charnley, J.: Arthroplasty of the hip.

The Lancet II (1961) 1129-1132

- Anchorage of the Femoral Head Prosthesis to the Shaft of the Femur.

J. Bone Surg. Brit. 42 (1960) 28

- The Bonding of Prostheses to bone by cement.

J. Bone Surg. Brit. 46 (1964) 518-529

- A steril air operation theatre enclosure.

British Journal of Surg. 51 (1964) 202

- A Biomechanical Analysis of the Use of Cement to Anchor the Femoral Head Prosthesis.

J. Bone Surg. Brit. 47 (1965) 355-363

- Ersatz des Hüftgelenks durch Totalendoprothese.

Triangel (De) 8 (1968) 211-216

Christiansen, T.: A new hip prosthesis with trunnion-bearing.

Acta Chir. Scand. 135 (1969) 43-46

Contzen, H.: Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen.

G. Thieme Verlag, Stuttgart 1967

Cotta, H. und Schulitz, K.-P.: Komplikationen der Hüftalloarthroplastik durch periartikuläre Gewebereaktionen.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 69 (1970) 39-59

- Dustmann, H.O. und Schulitz K.-P. und Koch, H.: FetteMBOLIE nach Anwendung von Knochenzement bei Hüftgelenkersatz.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 114-121
- Dürr, W.: Experimentelle Untersuchungen zur Beeinflussung des Knochenanbaus durch MMA.
Langenbecks Archiv 327 (1970) 854-855
- Exner, G.: Künstlicher Gelenkersatz
Deutsches Ärzteblatt 8 (1971) 545-553
- Friedebold, G.: Fehlerquellen bei Alloarthroplastiken der Hüfte und ihre Vermeidung.
Zeitschr. f. Orthop. 105 (1969) 553-565
- Fehler und Gefahren beim totalen Hüftgelenkersatz.
Zeitschr. f. Orthop. 110 (1972) 537
- Gluck, E.: Autoplastik - Transplantation - Implantation von Fremdkörpern.
Berliner klinische Wochenschrift 19 (1890) 421-427
- Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik.
Berliner klinische Wochenschrift 19 (1890) 732-736
- Gördes, W. und Hessert, G.R.: Indikationswandel bei Arthrodesen und Alloplastiken des Hüftgelenkes.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 69 (1971) 264-274
- Grünert, A. und Ritter, G.: Experimentelle Untersuchungen zum Problem der Verankerung von Hüftendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 149-153
- - Veränderungen physikalischer Eigenschaften der sogenannten Knochenzemente nach Beimischung von Fremdsubstanzen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 78 (1974) 336-342
- Hanslik, L.: Der alloplastische Ersatz des Hüftgelenkes bei ausgeprägter Pfannendysplasie.
Zeitschr. f. Orthop. 111 (1973) 17-23
- und Friedebold, G.: Die Indikationsstellung zur Hüftarthrodesenach Entwicklung stabiler Alloarthroplastiken.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 68 (1970) 325-342
- Hartmann, H.: Neue auswechselbare Hüftgelenks-Prothese.
Der Chirurg 42 (1971) 285-286

- Heimke, G., Griss, P., Frhr. von Andrian-Werburg, H. und Krempien, B.:
Aluminiumoxidkeramik, ein neues Biomaterial.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 78 (1974) 216-226
- Hessert, G.R.: Wie rotiert die Rotations-TEP des Hüftgelenks in vivo?
Arch. orthop. Unfall-Chir. 68 (1970) 343-350
- Bruchfestigkeit und Struktur des Knochenzementes Palacos nach
Zusatz von Gentamycin-Sulfat.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 69 (1971) 289-299
- Oberflächenuntersuchungen an der Mc Kee-Farrar-Hüftendoprothese.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 70 (1971) 1-13
- und Ruckdeschel, G.: Antibiotische Wirksamkeit von Mischungen
des Poly-MMA mit Antibiotica.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 68 (1970) 249-254
- , Jäger, M. und Krippendorf, B.: Ergebnisse der totalen Hüft-
endoprothetik.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 305-338
- , Schildhauer, M. und Störzinger, Th.: Großer Kopf - kleine
Pfanne: Das Schicksal des Rotationshüftkopfes nach fehlerhafter
Implantation.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 74 (1973) 301-316
- Hoffmann-Daimler, S.: Mechanische Faktoren der Lockerung von Hüft-
gelenksprothesen und Möglichkeiten ihrer Beseitigung.
Zeitschr. f. Orthop. 112 (1974) 498-501
- Hohmann, D.: Früh- und Spätergebnisse bei Alloarthroplastiken des
Hüftgelenkes.
Langenbecks Archiv 305 (1963) 52-56
- Huggler, A.H.: TEP der Hüfte
G. Thieme Verlag 1968
- Neue TEP des Hüftgelenkes und ihre Verankerung im Knochen.
Bücherei des Orthopäden 4 (1968) 94-96
- Hulliger, G.R.: Untersuchungen über die Wirkung von Kunstharzen
in Gewebekulturen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 54 (1962) 581-588
- Iselin, M.: Metallprothesen nach Schenkelhalsfrakturen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 63 (1968) 52-64

- Jüger, M., Kußwetter, W., Rütt, J., Ungethüm, M. und Burkhardt, R.:
Experimentelle Torsionslockerung technisch verschieden implan-
tierter Hüftendoprothesenpfannen.
Zeitschr. f. Orthop. 112 (1974) 34-44
- Keyl, W., Viernstein, K.: Hüftalloarthroplastik und Vertebrotonomie
bei Spondylitis ankylopoetica
Arch. orthop. Unfall-Chir. 73 (1972) 336-342
- Koch, H., Dustmann, H.O. und Schulitz, K.-P.: Die Prophylaxe der
Fettembolie beim Hüftgelenkrsersatz durch Cholinphospholipide und
Druckentlastung.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 272-276
- Kölbel, R. und Weigert, M.: Die Alloarthroplastik nach Hüftarthro-
dese.
Zeitschr. f. Orthop. 108 (1970-71) 587-593
- , Boenick, U., Krieger, W. und Wilk, R.: Mechanische Eigen-
schaften der Verbindung von spongiösem Knochen mit Polymethyl-
methacrylat bei statischer Belastung.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 339-347
- König, K.: Die Restmonomerabgabe bei Kieferorthopädischen Appa-
raturen aus schnellhärtendem Kunststoff.
Dtsch. Somat. 16 (1966) 816
- Koschmieder, R., Ritzerfeld, W. und Kleymann, H.: Infektionspro-
phylaxe beim alloplastischen Gelenkrsersatz durch Gentamycinzusatz
zum Polymethylmethacrylat.
Zeitschr. f. Orthop. 111 (1973) 244-249
- Krebs, H.: Zur operativen Behandlung der Schenkelhalsfraktur.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 587-593
- Liechti, R. und Weber, B.G.: Beitrag zur Prophylaxe der operativen
Infektionen. Unsere Erfahrungen nach vierjähriger Durchführung
präventiver Impfung mit Staphylokokkenvaccine.
Chirurg 44 (1973) 269-272
- Martz, C.D.: Stress Tolerance of Bone and Metal.
J. Bone Surg. Am. 38 (1956) 827-834
- Mc Kee, G.: Artificial hip joint.
J. Bone Surg. Brit. 33 (1951) 465

- Development of Total Prosthetic Replacement of the Hip.
Bücherei des Orthopäden 4 (1968) 89-97
- und Watson-Farrar Prosthesis.
J. Bone Surg. Brit. 48 (1966) 245-259
- Müller, M.E.: Die Verwendung von Kunstharzen in der Knochen-
chirurgie.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 54 (1962) 513-522
- Les protheses totales dans la Chirurgie de la hanche.
Revue des chirurgie et orthopedie 49 (1963) 273-274
- Hüftkopf- und Totalprothesen in der Hüftchirurgie.
Langenbecks Archiv 305 (1963) 48-52
- Die Gelenkplastiken am Hüftgelenk.
Chir. plast. et reconstr. 7 (1970) 59-68
- Ohnsorge, J.: Die Fixation von Metallendoprothesen am Knochen
mittels Knochenzement ohne thermische Schädigung des Kontakt-
gewebes.
Langenbecks Archiv 327 (1970) 855-857
- und Goebel, G.: Oberflächentemperaturen des abhärtenden Kno-
chenzementes Palacos beim Verankern von Metallendoprothesen im
Oberschenkel.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 67 (1969) 89-100
- - Die Verwendung unterkühlter Metallendoprothesen in der Hüft-
chirurgie.
Zeitschr. f. Orthop. 107 (1969-70) 683-695
- und Kroesen, A.: Thermoelektrische Temperaturmessungen des
abhärtenden Knochenzementes Palacos.
Zeitschr. f. Orthop. 106 (1969) 476-482
- Puhl, W. und Schulitz, K.-P.: Morphologische Untersuchung über die
Polymerisation von Knochenzement.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 69 (1971) 300-314
- Ramstad, K.R.: A new hip prosthesis: Preliminary report.
Acta Chir. Scand. 135 (1969) 47-50
- Ring, P.A.: Complete Replacement Arthroplasty of the Hip by the
Ring Prosthesis.
J. Bone Surg. Brit. 50 (1968) 720-731

- Ritter, G., Grünert, A. und Schweikert, C.-H.: Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der Hüftendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 154-164
- Ruckelshausen, M.C.: Mechanisch technische Probleme der Hüftalloplastik.
Zeitschr. f. Orthop. 99 (1965) 46-56
- , Hessert, G.R. und Schollhammer, Th.: Quantitative in vitro-Untersuchungen zur Frage der Gentamycinabgabe aus Poly-MMA-Polymerisatblöcken.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 74 (1973) 291-300
- Safi, R. und Scheiber, A.: Ergebnisse der Hüftendototalplastik (Kontrolle der 1962-68 operierten Fälle).
Zeitschr. f. Orthop. 110 (1972) 83-89
- Schmitz, J.E.W. und Süssenbach, F.: Möglichkeiten und Indikationen des Hüftgelenkersatzes.
Deutsche med. Wochenschr. 18 (1971) 793-795
- Schulitz, K.P. und Koch, H. und Dustmann, H.O.: Lebensbedrohliche Sofortkomplikationen durch Fettembolie nach Einsetzen von TEP mit Poly-MMA.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 71 (1971) 307-315
- Schulze, W.: Fehler und Gefahren beim totalen Hüftgelenkersatz.
Zeitschr. f. Orthop. 110 (1972) 536-537
- Shahrestani, E.: Vorschlag für eine hydropneumatische Hüftgelenkprothese.
Zeitschr. f. Orthop. 108 (1970-71) 318-319
- Tüger, K.H.: Erfahrungen mit der Totalendoprothese nach Mc Kee-Farrar.
Therapiewoche 24, 39 (1974) 4286
- Thomas, G. und Uhr, H.E.: Experimentelle Untersuchungen zur Leistungsfähigkeit der totalen Hüftgelenkprothese.
Zeitschr. f. Orthop. 106 (1969) 694-706
- Ungethüm, M., Jüger, M. und Witt, A.N.: Sphärizitätsmessungen an Totalendoprothesen nach Mc Kee-Farrar und Weber-Huggler.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 73 (1972) 1-6

- , Hildebrandt, J., Jüger, M. und Mosté, H.G.: Ein neuer Simulator zur Testung von Totalendoprothesen für das Hüftgelenk. Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 304-314
- - - und Witt, A.N.: Formgenauigkeit und Oberflächenmorphologie von Totalendoprothesen für das Hüftgelenk. Medizinisch-Orthopädische Technik 93 (1973) 63-65
- und Refior, H.J.: Ist Aluminiumoxidkeramik als Gleitlagerwerkstoff für Totalendoprothesen geeignet? Arch. orthop. Unfall-Chir. 79 (1974) 97-106
- Wahlig, H. und Buchholz, H.W.: Experimentelle und klinische Untersuchungen zur Freisetzung von Fentamycin aus einem Knochenzement. Der Chirurg 43 (1972) 441-445
- Weber, B.G.: Die Rotation-TEP des Hüftgelenkes. Zeitschr. f. Orthop. 107 (1969-70) 304-314
- und Stuehmer, G. und Meierhans, R.: Sterile Operationsboxen. Zeitschr. f. Orthop. 109 (1971) 803-813
- Weigert, M. und Friedebold, G. und Klems, H.: Fehler und Gefahren beim totalen Hüftgelenkersatz. Zeitschr. f. Orthop. 109 (1971) 659-675
- und Viernstein, K.: Ergebnisse und Komplikationen nach Endoprothesenoperationen an der Hüfte. Zeitschr. f. Orthop. 106 (1969) 122-127
- , Klems, H. und Friedebold, G.: Die Frühluxation der Weber-Huggler-Prothese. Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 52-54
- Wiltse, L.L., Hall, R.H.: Experimental Studies Regarding the Possible use of Self-Curing Acrylic in Orthopaedic Surgery. J. Bone Surg. Am. 39 (1957) 961-972
- Willenegger, H., Schenk, R. und Bandi, W.: Die Anwendung von Leimsbstanzen in der Knochenchirurgie. Med. Mitt. (Melsungen) 1966 H. 100 2487
- Witt, A.N.: Der derzeitige Stand der Alloarthroplastik. Langenbecks Archiv 309 (1965) 3-14

- Probleme des Gelenkersatzes.

MÜnch. med. Wochenschrift 111 (1969) 1781-1790

- und Hackenbroch, M.H.: Probleme der Pfannenverankerung im Rahmen der totalen Ersatzarthroplastik des Hüftgelenks.

Zeitschr. f. Orthop. 110 (1972) 292-303

- - und Hepp, W.R.: Zur Operationstechnik bei Grenzindikationen der Hüftarthroplastik mit Totalprothesen.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 69 (1970) 148-162

- - - Die Implantation von TEP am Hüftgelenk unter erschwerten lokalen Bedingungen.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 289-304

- und Jäger, M.: Die primäre Alloarthroplastik bei medialen Schenkelhalsfrakturen.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 63 (1968) 1-8

Witzgall, J.: Vergleichende Untersuchungen bei der Implantation von Hüftgelenktotalprothesen.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 75 (1973) 65-68

Wolf, L.: Die TEP in der Hüftgelenkstraumatologie.

Zeitschr. f. Orthop. 109 (1971) 408-417

Für die Überlassung des Themas und die jederzeit bereitwillige Unterstützung in allen Fragen möchte ich Herrn Priv. - Dozent Dr. K.H. Täger meinen besonderen Dank sagen.

Auch den Herren Proff. A.H. Huggler (Chur), H. Hartmann (Remscheid) und M.E. Müller (Bern) möchte ich für ihre Hilfe herzlich danken.

Am 15.5.45 wurde ich in Wornfeld, Kreis Nördlingen/Bay. als Sohn des Försters Max Carl Kletter geboren. Meine Schulzeit verbrachte ich in Dortmund und Essen. 1966 machte ich am Staatlichen Burg - gymnasium Essen das Abitur. Daran anschließend leistete ich eine zweijährige Dienstzeit bei der Bundeswehr ab. Vom Sommersemester 1968 an studierte ich in Würzburg Medizin. Nach sechs Semestern wechselte ich an die Universität München, wo ich im Juli 1974 das Staatsexamen ablegte.

Seit Oktober 1974 arbeite ich an der Chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Schongau als Medizinalassistent.

